

ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΓΩΝΙΟΜΕΤΡΩΝ

Η
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

Υποβάλλεται στην

ορισθείσα από την Γενική Συνέλευση Ειδικής Σύνθεσης
του Τμήματος Πληροφορικής
Εξεταστική Επιτροπή

από την

Στάμω Αυγουστάτου

ως μέρος των Υποχρεώσεων

για τη λήψη

του

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΥ ΔΙΠΛΩΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ
ΜΕ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ-ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Ιωάννινα, Ιούνιος 2006

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Στην ολοκλήρωση αυτής της μεταπτυχιακής εργασίας σημαντικό ρόλο έπαιξαν κάποια άτομα τα οποία οφείλω να ευχαριστήσω. Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερος τον επιβλέποντα μου κ. Δ. Φωτιάδη, αναπληρωτή καθηγητή του τμήματος Πληροφορικής του πανεπιστημίου Ιωαννίνων, για την καθοδήγησή του και την πολύτιμη βοήθεια του, όλο αυτό το χρονικό διάστημα στο οποίο πραγματοποιήθηκε η μεταπτυχιακή μου εργασία. Οι πολύτιμες συμβουλές αλλά και η ψυχολογική υποστήριξη του επιβλέποντα καθηγητή μου ήταν και ο λόγος που μπόρεσα να ολοκληρώσω επιτυχώς αυτή την εργασία.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Κ. Γλάρο υποψήφιο διδάκτωρ του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για την βοήθειά του, αλλά και την κ. Κ. Μωραΐτη ιατρό του αθλητιατρικού κέντρου Ιωαννίνων της οποίας οι συμβουλές και η βοήθεια ήταν ιδιαίτερος πολύτιμες.

Για την συλλογή των δεδομένων θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερος τα εξής άτομα: Χρίστος Κατσής, Σταύρος Ριστάνης, Βασίλης Τζίμας, Κώστας Ιντζόγλου, Μάρκος Τσίπουρας, Αποστόλης Βόγκλης, Νικόλαος Φωλίνας, Αλέξανδρος Τζάλλας, Νικόλαος Γιαννακαΐας, Θεόδωρος Τσώτσος, Βασίλης Παπακώστας, Δημήτρης Βακάτσας, Κωστ/νος Σταμκόπουλος, Ζήσης Πλίσης, Ανδρέας Κακολύρης, Φώτης Βαρτζιότης, Βασίλης Ζώτος, Βασίλης Παπαδόπουλος, Νικόλαος Αυγουστάτος, Θεμιστοκλής Έξαρχος, Ευάγγελος Καρβούνης, Κων/νος Τόλης, Ιωάννης Γκανιάτσας, Χρήστος Τζιμογιάννης, Αβραάμ Φυραρίδης, Γιάννης Τζαφέας, Γεώργιος Μπέλος, Αλέξανδρος Λιόλιος, Σπύρος Τσιρογιάννης, Ιωάννης Πέτρου, Ηλίας Πάνου, Ιωάννης Μούτας, Δημήτρης Γιαννέλος, Χρήστος Σαρηγιαννίδης, Μάνθος Μπαλωμένος, Μαρία Βάββα, Ελένη Σιμάτου, Κυριακή Αμβροσιάτου, Πατρούλα Βαρτελάτου, Ευγενία Στρατιώτη, Ελίζα Στρατιώτη, Ανδρομάχη Τζουγανάκη, Ευγενία Μιχαηλίδου, Αγγελική Μπαχούρου, Μαρία Παπαφώτη, Μάρθα Χρονοπούλου, Νικολέτα Τσιμπούκα, Εύη Τριπολίτη, Γεωργία Σιμάτου, Νίκη Παπαφώτη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελ
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	ii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	iii
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	v
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	vi
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	vii
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	4
1.1. Ρήξη χιαστού	4
1.2. Παράμετροι που λαμβάνονται από την ανάλυση βάδισης	5
1.2.1. Κινηματικές παράμετροι με τις οποίες θα ασχοληθούμε	6
1.2.2. Κινηματική και εύρος κινήσεων στο γόνατο και το ισχίο	8
1.3. Φυσιολογία Βάδισης	15
1.3.1. Ανάλυση Βάδισης	15
1.3.2. Ορολογία Ανάλυσης Βάδισης	15
1.3.3. Χρονισμός Κανονικής Βάδισης	17
1.3.4. Συστήματα Λήψης Δεδομένων Βάδισης	20
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΑΥΤΟΜΑΤΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ -	
ΥΠΑΡΧΟΥΣΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	24
2.1. Ανάλυση βάδισης και ταξινόμηση ατόμων με βάση τα δεδομένα βάδισης	24
2.2. Επεξεργασία Δεδομένων Βάδισης	30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ	33
3.1. Τεχνητά Νευρωνικά δίκτυα	33
3.2. Ανάλυση με Ασάφεια	34
3.3. Στατιστικές μέθοδοι πολλών μεταβλητών (Multivariate statistics)	35
3.3.1. Ανάλυση πρωτεουσών συνιστωσών (PCA)	35
3.3.2. Ανάλυση παραγόντων	38
3.4. Τεχνικές Fractal	40
3.5. Μετασχηματισμός wavelet	41
3.6. Σύστημα διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machines)	41
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΛΛΟΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΕΞΑΓΩΓΗ	
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ	45
4.1. Συλλογή δεδομένων με χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων	45
4.2. Ληφθέντα σήματα και εξαγωγή χαρακτηριστικών	48
4.2.1. Χαρακτηριστικά από το σήμα του γόνατος	50
4.2.2. Κυκλόγραμμα	54
4.2.3. Χαρακτηριστικά κυκλογράμματος	61
4.2.4. Σύνοψη	63

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	66
5.1. Μεθοδολογία	66
5.2. Απομάκρυνση θορύβου – Εφαρμογή PCA	67
5.3. Εξαγωγή χαρακτηριστικών – μείωση διάστασης	68
5.4. Ταξινόμηση	69
5.4.1. Ταξινόμηση για την περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση	70
5.4.2. Ταξινόμηση για την περίπτωση διαχωρισμού των τεσσάρων ταχυτήτων	73
5.5. Ανάλυση παραγόντων	76
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ	82
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	85
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α	90
Ελαχιστοποίηση συνάρτησης αλγορίθμου fuzzy k-means	90
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β	92
Εύρεση βέλτιστης έλλειψης κυκλογράμματος	92
ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ	95

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

	Σελ
Πίνακας 1.1: Εύρος κίνησης ένωσης γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο για διάφορες κινήσεις.	11
Πίνακας 1.2: Κίνηση κάμψης του γόνατος στην φάση μονόπλευρης στήριξης για περπάτημα και τρέξιμο.	11
Πίνακας 1.3: Εύρος κινήσεων ισχίου κατά την διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων.	14
Πίνακας 2.1: Βιβλιογραφία ταξινόμησης βάδισης.	29
Πίνακας 2.2: Βιβλιογραφία Απομάκρυνσης θορύβου από δεδομένα βάδισης.	30
Πίνακας 2.3: Χρήση PCA σε δεδομένα βάδισης.	31
Πίνακας 2.4: Χρήση ανάλυσης παραγόντων σε δεδομένα βάδισης.	32
Πίνακας 2.5: Χρήση τεχνικής fractal σε δεδομένα βάδισης.	32
Πίνακας 5.1: Επίδοση ταξινομητών στην περίπτωση που συμπεριλαμβάνονται στην ταξινόμηση το ύψος και το βάρος.	71
Πίνακας 5.2: Επίδοση ταξινομητών στην περίπτωση που δεν συμπεριλαμβάνονται στην ταξινόμηση το ύψος και το βάρος.	72
Πίνακας 5.3: Πίνακας σύγκρισης για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων (συμπεριλαμβανομένων των ανθρωπομετρικών).	74
Πίνακας 5.4: Ευαισθησία, εξειδίκευση και ακρίβεια για SVM στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων.	74
Πίνακας 5.5: Πίνακας σύγκρισης για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων (χωρίς να συμπεριληφθούν τα ανθρωπομετρικά).	75
Πίνακας 5.6: Ευαισθησία, εξειδίκευση και ακρίβεια για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων.	76

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σελ

Σχήμα 1.1: Ανατομία γόνατος, F=Femur, T=Tibia, LC=Lateral condyle, MC=Medial condyle, PCL=Posterior cruciate ligament, ACL=Anterior cruciate ligament.	4
Σχήμα 1.2: Επίπεδα μελέτης ανθρώπινης κίνησης.	7
Σχήμα 1.3: Γωνία άρθρωσης γόνατος	8
Σχήμα 1.4: Κινήσεις κάμψης, έκτασης, εξωτερική και εσωτερική περιστροφή του γόνατος.	9
Σχήμα 1.5: Κάμψη - Έκταση (Α), Απαγωγή (Β), Προσαγωγή (C), Εξωτερική περιστροφή (D), Εσωτερική περιστροφή (E) στην περιοχή του ισχίου.	12
Σχήμα 1.6: Διαφορετική στάση κατά την βάδιση ενός νεότερου και πιο ηλικιωμένου ατόμου.	13
Σχήμα 1.7: Τα επτά σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης.	17
Σχήμα 1.8: Χρονισμός στην φάση μονόπλευρης στήριξης.	18
Σχήμα 1.9: Πλατφόρμα μέτρησης δύναμης αλληλεπίδρασης του εδάφους κατά την βάδιση.	20
Σχήμα 1.10: Ανάλυση βάδισης με χρήση κάμερας και οπτικών αισθητήρων.	21
Σχήμα 1.11: Ηλεκτρόδιο για την μέτρηση EMG.	22
Σχήμα.1.12: Τοποθέτηση ηλεκτρογωνιόμετρων σε τρία σημεία των κάτω άκρων ((Α) πέλμα, (Β) γόνατο, (Γ) μηρός).	23
Σχήμα 3.1: Τυπικό Νευρωνικό δίκτυο κατά την εκπαίδευση και την λειτουργία του.	34
Σχήμα 3.2: Παράδειγμα εφαρμογής SVM και δημιουργία ενός επιπέδου που διαχωρίζει τα δεδομένα σε δύο κλάσεις. Με το σταυρό είναι τα δεδομένα που ανήκουν στην κλάση +1 και με τον κύκλο τα δεδομένα της κλάσης -1.	42
Σχήμα 5.1: Καμπύλες ROC για τους δύο ταξινομητές στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση.	72
Σχήμα 5.3: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το ύψος του ατόμου.	78
Σχήμα 5.4: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το μήκος του ποδιού.	79
Σχήμα 5.5: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το βάρος.	81

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αυγουστάτου Στάμω του Γερασίμου και της Μαρίας. MSc, Τμήμα Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιούνιος, 2006. "Ανάλυση βάδισης με χρήση δεδομένων ηλεκτρογωνιομέτρων". Επιβλέπωντας: κ. Δ. Ι. Φωτιάδης

Η εργασία αφορά την μελέτη της βάδισης για παθολογικά και κανονικά άτομα και διαφορετικές ταχύτητες. Αρχικά, γίνεται χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων για την καταγραφή τεσσάρων γωνιών (μηρός και γόνατο) από ένα δείγμα περίπου 50 ατόμων. Τα δεδομένα αυτά με βάση την ιατρική γνώση ανάγονται σε μια γωνία (που αντιστοιχεί ο μέσος όρος ή η διαφορά ανάλογα με το πρόβλημα) και στο αντίστοιχο κυκλόγραμμα. Στην συνέχεια εξάγονται τα χαρακτηριστικά. Αυτά είναι 10 για την μελέτη παθολογικών κανονικών ατόμων και 14 για την μελέτη ταχυτήτων βάδισης. Σε αυτά προστίθενται δύο ανθρωπομετρικά που επηρεάζουν την βάδιση τα οποία είναι το ύψος και το βάρος του ατόμου. Χρησιμοποιούνται ταξινομητές ανάλογα με το πρόβλημα. Τέλος με την χρήση της ανάλυσης παραγόντων μελετάται η συμπεριφορά των εξαγόμενων χαρακτηριστικών από την βάδιση σε σχέση με τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά ύψος, βάρος και μήκος ποδιού.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία αφορά την ανάλυση βάδισης με υπολογιστικές τεχνικές. Η βάδιση αποτελεί ένα σημαντικό θέμα στην καθημερινή υγεία αφού μπορεί να διαταραχθεί από τραυματισμό, χειρουργική επέμβαση, ή άλλη αιτία. Είναι πολύ γνωστό άλλωστε ότι οι αθλητές υποφέρουν από προβλήματα βάδισης και αποζητούν σύντομη αποκατάσταση. Σήμερα, ορθοπεδικοί ιατροί αλλά και φυσιοθεραπευτές, παρακολουθούν άτομα τα οποία παρουσιάζουν προβλήματα βάδισης και συνιστούν αγωγές για ταχεία αποκατάσταση. Επίσης, τα φυσιολογικά άτομα παρουσιάζουν διακυμάνσεις στον τρόπο βάδισης, αφού αναγκάζονται να την προσαρμόσουν σε εξωτερικές συνθήκες όπως κλιματολογικές, κλίσης βάδισης, κ.α.

Σύγχρονα συστήματα για την παρακολούθηση της βάδισης βασίζονται σε ειδικούς διαδρόμους, που έχουν και την δυνατότητα καταγραφής πίεσης στο πέλμα του κάτω άκρου, σε συνδυασμό με χρήση συστήματος video. Τα άτομα τα οποία εξετάζονται με αυτό τον τρόπο, εφοδιάζονται με ειδικούς αισθητήρες (markers), των οποίων η κίνηση καταγράφεται σε video. Η μετακίνηση των markers, που κυρίως αφορούν την κίνηση των κάτω άκρων, μπορεί στην συνέχεια να αναλυθεί και να προκύψουν διάφορα συμπεράσματα όσον αφορά την διακύμανση της βάδισης από την κανονική ή να μετρηθεί αντικειμενικά η ταχύτητα. Όμως τέτοια συστήματα εφαρμόζονται σε ειδικούς κλειστούς χώρους και το άτομο με προβλήματα κίνησης δεν μπορεί να χρησιμοποιήσει κάτι τέτοιο στην καθημερινή του ρουτίνα. Επιπλέον το κόστος μίας τέτοιας εγκατάστασης είναι απαγορευτικό για ιδιώτες ή άτομα τα οποία ενδιαφέρονται για γρήγορη αποκατάσταση της βάδισης.

Εναλλακτικά θα μπορούσε να χρησιμοποιηθούν ηλεκτρογωνιόμετρα τα οποία καταγράφουν την διακύμανση των γωνιών που είναι σημαντικές για την βάδιση και αφορούν τα κάτω άκρα. Ένα τέτοιο σύστημα έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να είναι φορέσιμο και μπορεί να ενσωματωθεί σε σύστημα κινητής επικοινωνίας που θα

εξυπηρετεί και ανάγκες μετάδοσης δεδομένων προς τον ιατρό για την παρακολούθηση των ασθενών από απόσταση.

Η παρούσα μεταπτυχιακή επεξεργασία αφορά την επεξεργασία της διακύμανσης των γωνιών ως συνάρτηση του χρόνου, που μπορούν να καταγράφουν για δύο γωνίες του αριστερού και δύο του δεξιού κάτω άκρου με χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων.

Η διαδικασία που ακολουθείται είναι η δημιουργία ενός αυτόματου συστήματος που:

- συλλέγει τα δεδομένα,
- εξάγει χαρακτηριστικά,
- χρησιμοποιεί αυτά τα χαρακτηριστικά για την ταξινόμηση του ασθενούς σε κάποιες κατηγορίες με βάση την βάδιση.

Πιο συγκεκριμένα αναλύονται τρία προβλήματα. Το πρώτο αφορά την διάκριση παθολογικής από την κανονική βάδιση. Το δεύτερο αφορά την ταξινόμηση των ατόμων με διαφορετική ταχύτητα βάδισης. Το τρίτο αφορά το πως επηρεάζεται η βάδιση από τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά βάρος, ύψος και το μήκος του ποδιού του ατόμου. Το πρώτο πρόβλημα είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την παρακολούθηση της αποκατάστασης της βάδισης αφού στόχος μας είναι να επανέλθει ο ασθενής στην κανονική του κατάσταση. Το δεύτερο πρόβλημα έχει σημασία όταν η ταχύτητα βάδισης αποτελεί ουσιαστικό στοιχείο, όπως για παράδειγμα όταν παρακολουθούμε κάποιον αθλητή. Το τρίτο πρόβλημα θα μπορούσε να φανεί ιδιαίτερα χρήσιμο όταν μελετάται για παράδειγμα η επίδοση ενός αθλητή και το εύρος κίνησης του. Το σύστημα το οποίο αναπτύξαμε έχει την πρωτοτυπία ότι για πρώτη φορά εφαρμόζεται σε ηλεκτρογωνιόμετρα, αξιοποιεί τα δεδομένα από τέσσερις πηγές (ηλεκτρογωνιόμετρα), χρησιμοποιεί ένα συνδυασμό χαρακτηριστικών και επιλύει τα ανωτέρω προβλήματα.

Για την αξιολόγηση της μεθόδου έχουν συλλεχθεί στο πλαίσιο της εργασίας στοιχεία από 50 άτομα. Η συλλογή των στοιχείων έγινε με συγκεκριμένο πρωτόκολλο και χρήση ατόμων που ήταν κανονικά ως προς την βάδιση. Η μη κανονική βάδιση επιβλήθηκε στα ίδια άτομα με την χρήση επιδέσμου που δεν τους επέτρεπε να βαδίσουν κανονικά. Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης κρίνονται ικανοποιητικά.

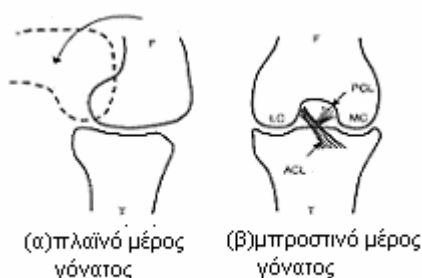
Το Κεφάλαιο 1 εστιάζει στην φυσιολογία της βάδισης και κύρια στην περιγραφή του κύκλου βάδισης. Το Κεφάλαιο 2 παρουσιάζει την βιβλιογραφική ανασκόπηση του προβλήματος. Το Κεφάλαιο 3 παρουσιάζει της κυριότερες μεθόδους ανάλυσης δεδομένων βάδισης. Στο Κεφάλαιο 4 παρουσιάζεται η βάση δεδομένων που δημιουργήθηκε και τα χαρακτηριστικά των δεδομένων ηλεκτρογωνιομέτρων. Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζεται η μεθοδολογία που προτείνεται και τα αποτελέσματα όσον αφορά την αξιολόγηση της μεθόδου. Τα κυριότερα συμπεράσματα και η μελλοντική εργασία συνοψίζονται στο Κεφάλαιο 6.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Πολλά άτομα αντιμετωπίζουν προβλήματα βάδισης τα οποία προέρχονται από τραυματισμούς. Πολύ συνηθισμένοι τραυματισμοί των κάτω άκρων, κυρίως στα άτομα τα οποία ασχολούνται με τον αθλητισμό είναι η “ρήξη χιαστού” και οι κακώσεις των γονάτων.

1.1. Ρήξη χιαστού

Η ρήξη χιαστού είναι από τα σημαντικότερα προβλήματα που αντιμετωπίζουν οι αθλητές. Στο Σχήμα 1.1 βλέπουμε την ανατομία στην άρθρωση του γονάτου σε φυσιολογική κατάσταση. Εδώ υπάρχουν τα δύο οστά μηρού (femur) και κνήμης (tibia) καθώς επίσης και οι σύνδεσμοι ACL και PCL. Η ρήξη χιαστού είναι η κοπή του συνδέσμου ACL ο οποίος μαζί με τον σύνδεσμο PCL δίνουν την δυνατότητα ευλυγισίας στο γόνατο. Όταν σε έναν ασθενή αυτός ο σύνδεσμος κοπεί, τότε κατά την βάδιση προκαλείται πόνος στην συγκεκριμένη περιοχή με αποτέλεσμα την μη φυσιολογική βάδιση [1].



Σχήμα 1.1: Ανατομία γόνατος, F=Femur, T=Tibia, LC=Lateral condyle, MC=Medial condyle, PCL=Posterior cruciate ligament, ACL=Anterior cruciate ligament.

Τα συμπτώματα τα οποία έχει ένα σοβαρό τραύμα στο χιαστό ACL είναι τα ακόλουθα:

- Αίσθηση ή άκουσμα ενός μικρού ήχου κατά την στιγμή του τραυματισμού.
- Αίσθηση πόνου η οποία μπορεί να είναι ήπια ή και δυνατή.
- Ξαφνική αστάθεια στο γόνατο μετά από ένα πήδημα.
- Η περιοχή στο γόνατο 1½ ώρα μετά τον τραυματισμό πρήζεται.
- Πρήξιμο το οποίο είναι σοβαρό είναι αρκετό για να περιορίσει την κίνηση της βάρδισης.

Τα συμπτώματα στην περίπτωση χρόνιου τραυματισμού στον σύνδεσμο ACL είναι μία συνεχής αστάθεια, πρήξιμο και πόνος στην περιοχή του γονάτου. Στόχος της θεραπείας είναι να σταθεροποιηθεί το γόνατο και να αποφευχθούν περαιτέρω ζημιές στην άρθρωση. Η θεραπεία η οποία συνίσταται στην περίπτωση τραυματισμού είναι ειδικές ασκήσεις από φυσιοθεραπευτές και στις βαριές περιπτώσεις τραυματισμού ενδεχομένως να είναι απαραίτητη και η εγχείρηση στην περιοχή αυτή [2].

1.2. Παράμετροι που λαμβάνονται από την ανάλυση βάρδισης

Ανάλογα με την τεχνολογία την οποία χρησιμοποιούμε για να μελετήσουμε την ανθρώπινη βάρδιση, έχουμε την δυνατότητα να πάρουμε παραμέτρους τριών κατηγοριών. Αναφέρουμε τις τρεις κατηγορίες και τις παραμέτρους αυτές οι οποίες ανήκουν σε κάθε κατηγορία χωριστά και εξετάζονται στην βιβλιογραφία σε διάφορα προβλήματα υγείας τα οποία προκαλούν παθολογική βάρδιση [3].

1^η κατηγορία: Παράμετροι απόστασης και χρόνου

- Ταχύτητα βάρδισης.
- Διάρκεια διπλής μονόπλευρης στήριξης (χρονική διάρκεια κατά την οποία και τα δύο άκρα είναι σε επαφή με το έδαφος) και αντίστοιχα διάρκεια μονόπλευρης στήριξης σε κάθε άκρο χωριστά όταν το άλλο άκρο δεν είναι σε επαφή με το έδαφος.
- Επί τις εκατό ποσοστό διάρκειας κάθε φάσης βάρδισης.
- Αριθμός βημάτων ανά δευτερόλεπτο (cadence).

- Απόσταση καθεμίας κίνησης των ποδιών προς τα εμπρός κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης (Stride length), καθώς επίσης και η απόσταση κίνησης ενός ποδιού μπροστά από το άλλο άκρο κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης (Step length).

2^η κατηγορία: Κινηματικές παράμετροι

- Γωνίες αρθρώσεων σε πραγματικό χρόνο.
- Κλίση λεκάνης και ποδιών στις διάφορες φάσεις βάδισης σε πραγματικό χρόνο.
- Κέντρο μάζας του σώματος (center of gravity - CoG).
- Διαγράμματα γωνιών αρθρώσεων του σώματος όπως είναι το γόνατο και το ισχίο.

3^η κατηγορία: Κινητικές παράμετροι (παράμετροι δυνάμεων)

- Ροπές των αρθρώσεων διαφόρων μελών του σώματος (moment).
- Δυνάμεις οι οποίες εξασκούνται στις αρθρώσεις των μελών του σώματος
- Δυνάμεις αλληλεπίδρασης με το έδαφος ως διάνυσμα στο χώρο των τριών διαστάσεων οι οποίες ασκούνται από τα πέλματα.
- Ροπές αλληλεπίδρασης με το έδαφος των πελμάτων ως διάνυσμα στο χώρο των τριών διαστάσεων.
- Το σημείο εκείνο στο έδαφος στο οποίο επιδρά μία δύναμη η οποία ασκεί πίεση στο πέλμα όπου στην πραγματικότητα είναι η σύνθεση πολλαπλών διανυσμάτων δυνάμεων στο έδαφος (center of pressure - CoP).
- Ενέργεια που καταναλίσκεται κατά την διάρκεια της βάδισης.

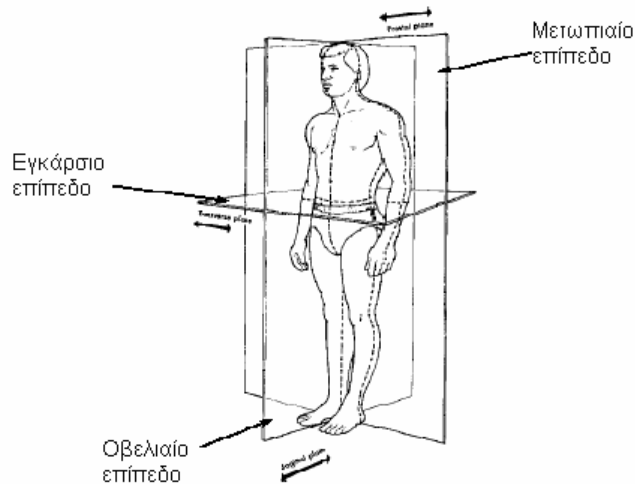
1.2.1. Κινηματικές παράμετροι με τις οποίες θα ασχοληθούμε

Στην κινηματική καθορίζουμε την εμβέλεια της κίνησης και περιγράφουμε την κίνηση των αρθρώσεων του ανθρώπινου σώματος στα τρία επίπεδα σύμφωνα με τα οποία κάνουμε την ανάλυση βάδισης, ανάλογα με το πρόβλημα το οποίο έχουμε να

αντιμετωπίσουμε.

Τα επίπεδα αυτά φαίνονται στο Σχήμα 1.2 και είναι τα εξής:

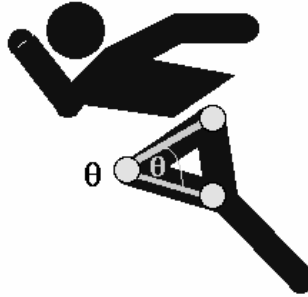
1. Εγκάρσιο επίπεδο (Transverse plane)
2. Οβελιαίο επίπεδο (Sagittal plane)
3. Μετωπιαίο επίπεδο (Frontal plane).



Σχήμα 1.2: Επίπεδα μελέτης ανθρώπινης κίνησης.

Η εμβέλεια της κίνησης σε κάθε άρθρωση μπορεί να υπολογιστεί και στα τρία επίπεδα. Στην ανθρώπινη μετακίνηση είναι πολύ σημαντική η μελέτη των θέσεων, των γωνιών, των ταχυτήτων, και των επιταχύνσεων των τμημάτων του σώματος κατά τη διάρκεια της κίνησης. Με τον όρο *τμήματα σώματος (body segments)*, εννοούμε άκαμπτα τμήματα που χρησιμοποιούνται στην περιγραφή της κίνησης του σώματος. Περιλαμβάνουν το άκρο, το γόνατο, το ισχίο, τη λεκάνη, το θώρακα, το χέρι, το αντιβράχιο, τον ανώτερο βραχίονα και το κεφάλι. Οι *ενώσεις (joints)* μεταξύ των τμημάτων περιλαμβάνουν τον αστράγαλο, το γόνατο, το ισχίο, τον καρπό, τον αγκώνα και τον ώμο. Η κατηγορία με την οποία θα ασχοληθούμε εμείς είναι οι *κινηματικές παράμετροι* και πιο συγκεκριμένα οι γωνίες τις οποίες παίρνουμε από τις μετρήσεις με τα ηλεκτρογωνιόμετρα. Αυτές οι γωνίες είναι από το γόνατο και το ισχίο του ανθρώπινου σώματος και ονομάζονται *γωνίες αρθρώσεων (joint angles)*. Κάθε γωνία από αυτές είναι η γωνία μεταξύ των δύο τμημάτων από κάθε πλευρά της

ένωσης. Δεδομένου ότι οι γωνίες αρθρώσεων είναι σχετικές με τις γωνίες τμήματος (segment angles), δεν αλλάζουν με τον προσανατολισμό του σώματος. Στο Σχήμα 1.3 φαίνεται η γωνία της άρθρωσης στο γόνατο του ανθρώπινου σώματος.



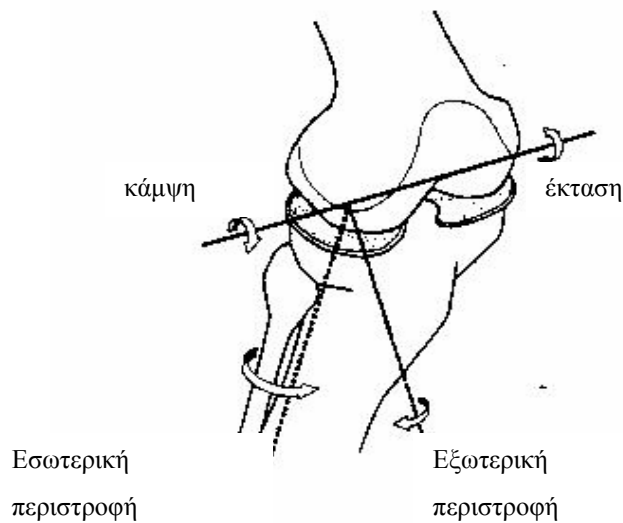
Σχήμα 1.3: Γωνία άρθρωσης γόνατος

Στην μελέτη μας η παρακολούθηση θα γίνει στις γωνίες των αρθρώσεων οι οποίες σχηματίζονται στο οβελιαίο επίπεδο. Πρέπει να σημειώσουμε ότι τόσο στο γόνατο όσο και στο ισχίο στο οβελιαίο επίπεδο υπάρχουν οι όροι κάμψη (flexion) και έκταση (extension). Όταν πρόκειται για την περίπτωση του μηρού η κάμψη συμβαίνει όταν το άκρο ωθείται προς τα εμπρός ενώ η έκταση προς τα πίσω σε σχέση με το συνολικό κορμό του σώματος. Στην περίπτωση του γόνατος, η κάμψη συμβαίνει όταν το άκρο λυγίζει, ενώ η έκταση όταν το άκρο τεντώνεται. Οι κινήσεις αυτές τόσο για το γόνατο όσο και για το ισχίο περιγράφονται στην επόμενη ενότητα.

1.2.2. Κινηματική και εύρος κινήσεων στο γόνατο και το ισχίο

1.2.2.1. Γόνατο

Στην ένωση του γόνατος (tibiofemoral joint), η κίνηση γίνεται και στα τρία επίπεδα παρακολούθησης. Το εύρος όμως της κίνησης είναι μεγαλύτερο στο οβελιαίο επίπεδο. Σε αυτό το επίπεδο το εύρος από μία πλήρη κίνηση έκτασης σε μία πλήρη κίνηση κάμψης είναι από 0° - 140° . Στο Σχήμα 1.4 παρουσιάζονται οι κινήσεις κάμψης, έκτασης, εσωτερικής και εξωτερικής περιστροφής τις οποίες εκτελεί το γόνατο.



Σχήμα 1.4: Κινήσεις κάμψης, έκτασης, εξωτερική και εσωτερική περιστροφή του γόνατος [4].

Οι κινήσεις στο εγκάρσιο επίπεδο εσωτερικής και εξωτερικής περιστροφής, εξαρτώνται από την θέση την οποία βρίσκεται η ένωση στο οβελιαίο επίπεδο. Με το γόνατο σε πλήρη κίνηση έκτασης, η περιστροφή είναι σχεδόν πλήρης και περιορισμένη από το εσωτερικό κλείδωμα κινήσεων των οστών κνήμης και μηρού (Σχήμα 1.1). Το εύρος της περιστροφής αυξάνεται καθώς το γόνατο εκτελεί κάμψη φθάνοντας στις 90° . Με το γόνατο σε αυτή την θέση, το εύρος της κίνησης εξωτερικής περιστροφής είναι από 0° - 45° και της εσωτερικής περιστροφής από 0° - 30° .

Στο μετωπιαίο επίπεδο οι κινήσεις απαγωγής (abduction) και προσαγωγής (adduction) είναι επηρεασμένες από την κίνηση κάμψης της άρθρωσης. Μία πλήρης κίνηση έκτασης του γόνατος εμποδίζει την κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο. Οι κινήσεις απαγωγής και προσαγωγής αυξάνουν με την κίνηση κάμψης στο γόνατο πάνω από τις 30° , αλλά φθάνουν μόνο μέχρι μερικές μοίρες.

Στο εύρος κίνησης στην ένωση του γόνατος (tibiofemoral), αποδίδονται διάφορες φυσικές δραστηριότητες και μπορεί να προσδιοριστεί από την κινηματική ανάλυση.

Η κίνηση σε αυτή την ένωση κατά την διάρκεια της βάρδισης απαιτείται να υπολογιστεί σε όλα τα επίπεδα παρακολούθησης. Το εύρος της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο μπορεί να υπολογιστεί με την βοήθεια ηλεκτρογωνιόμετρων ή με κάμερες παρακολούθησης. Μια πλήρης ή σχεδόν πλήρης κίνηση έκτασης αρχίζει από την αρχή της φάσης μονόπλευρης στήριξης (0% του κύκλου βάρδισης) στην κρούση πτέρνας και τελειώνει στο τέλος της φάσης αυτής (περίπου στο 60% του κύκλου βάρδισης) στο γεγονός της άρσης των δακτύλων.

Η κίνηση στο εγκάρσιο επίπεδο έχει μελετηθεί σε διάφορες έρευνες με την χρήση φωτογραφικών τεχνικών. Στην αναφορά [5], βρέθηκε ότι η συνολική περιστροφή του οστού κνήμης με εκτίμηση της απόκλισης του μηρού σε δώδεκα άτομα ήταν 13°. Η μεγαλύτερη περιστροφή διαπιστώθηκε με ηλεκτρογωνιόμετρα και ήταν 13.3° [6]. Και στις δύο αυτές μελέτες η κίνηση εξωτερικής περιστροφής άρχισε κατά την διάρκεια της φάσης μονόπλευρης στήριξης και πήρε μέγιστη τιμή στο τέλος της φάσης αιώρησης λίγο πριν την κρούση της πτέρνας. Η κίνηση εσωτερικής περιστροφής σημειώθηκε κατά την διάρκεια της κάμψης στην φάση αιώρησης. Σχεδόν σε όλα τα άτομα στα οποία έγινε η μελέτη, η μέγιστη κίνηση απαγωγής στο οστό κνήμης, παρατηρήθηκε κατά την διάρκεια της έκτασης στην κρούση πτέρνας (heel strike) και στην αρχή της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Η μέγιστη κίνηση προσαγωγής παρατηρήθηκε καθώς το γόνατο έκανε κάμψη κατά την φάση αιώρησης. Το συνολικό ποσοστό στις κινήσεις απαγωγής και προσαγωγής είχε μέσο όρο 11° [6].

Στον Πίνακα 1.1 φαίνεται το εύρος της κίνησης στην ένωση του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο σε διάφορες στάσεις κίνησης. Η μέγιστη τιμή κάμψης στο γόνατο παρατηρήθηκε κατά την διάρκεια αναπήδησης. Στον Πίνακα 1.2 φαίνεται το εύρος κίνησης στην ένωση του γόνατος σε διάφορες ταχύτητες [7,8]. Παρατηρούμε ότι καθώς η ταχύτητα αυξάνεται, αυξάνεται και η κίνηση κάμψης στο γόνατο κατά την διάρκεια της κίνησης.

Πίνακας 1.1: Εύρος κίνησης ένωσης γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο για διάφορες κινήσεις [4].

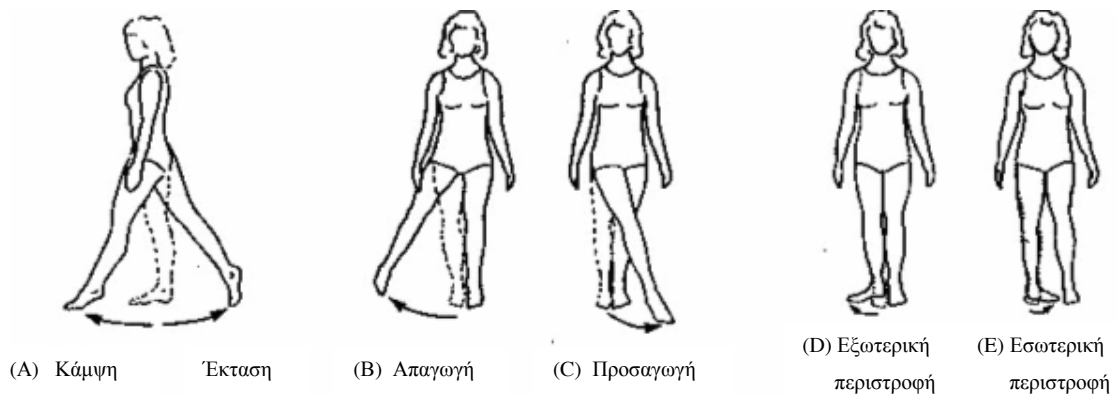
Ενέργεια	Εύρος κίνησης γόνατος
Περπάτημα	0° -67°
Ανεβαίνοντας σκάλες	0° -83°
Κατεβαίνοντας σκάλες	0° -90°
Κάθισμα	0° -93°
Δένοντας παπούτσι	0° -106°
Σηκώνοντας αντικείμενο	0° -117°

Πίνακας 1.2: Κίνηση κάμψης του γόνατος στην φάση μονόπλευρης στήριξης για περπάτημα και τρέξιμο [7,8].

Ενέργεια	Εύρος κίνησης του γόνατος στην φάση στάσης
Αργό περπάτημα	0° -6°
Ελεύθερο περπάτημα	6° -12°
Γρήγορο περπάτημα	12° -18°
Τρέξιμο	18° -30°

1.2.2.2. Ισχίο

Η κίνηση του ισχίου γίνεται και στα τρία επίπεδα παρακολούθησης. Στο οβελιαίο επίπεδο γίνονται οι κινήσεις κάμψης και έκτασης, στο μετωπιαίο επίπεδο οι κινήσεις απαγωγής και προσαγωγής ενώ στο εγκάρσιο επίπεδο οι κινήσεις εσωτερικής και εξωτερικής περιστροφής. Στο Σχήμα 1.5 φαίνονται οι κινήσεις αυτές στο ισχίο.



Σχήμα 1.5: Κάμψη - Έκταση (A), Απαγωγή (B), Προσαγωγή (C), Εξωτερική περιστροφή (D), Εσωτερική περιστροφή (E) στην περιοχή του ισχίου [4].

Η κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο είναι η μεγαλύτερη, όπου το εύρος της κίνησης κάμψης είναι από 0° - 140° και το εύρος της κίνησης έκτασης από 0° - 15° . Το εύρος της κίνησης απαγωγής είναι από 0° - 30° ενώ της κίνησης προσαγωγής από 0° - 15° . Η εξωτερική περιστροφή είναι από 0° - 90° ενώ η εσωτερική περιστροφή από 0° - 70° όταν το ισχίο εκτελεί κίνηση κάμψης. Μικρότερη είναι η περιστροφή όταν το ισχίο εκτελεί έκταση. Το εύρος της κίνησης του ισχίου μετρείται με ηλεκτρογωνιόμετρα ή με κάμερες.

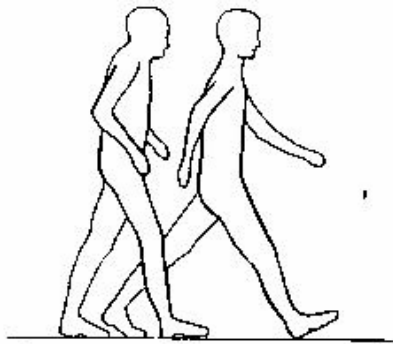
Μετρήσεις στο οβελιαίο επίπεδο κατά την διάρκεια της βάρδισης [9], έδειξαν ότι η ένωση του ισχίου εκτελεί μέγιστη κίνηση κάμψης προς το τέλος της φάσης αιώρησης καθώς το άκρο μετακινείται μπροστά (κρούση πτέρνας). Η ένωση εκτελεί κίνηση έκτασης καθώς το σώμα μετακινείται μπροστά στην αρχή στην φάση μονόπλευρης στήριξης. Η μέγιστη κίνηση έκτασης επιτυγχάνεται στο heel-off. Η ένωση αναστρέφεται σε κίνηση κάμψης κατά την διάρκεια της φάσης αιώρησης και παίρνει ξανά την μέγιστη τιμή κάμψης (από 35° σε 40°) λίγο πριν την κρούση πτέρνας.

Η κίνηση απαγωγής συμβαίνει κατά την διάρκεια της φάσης αιώρησης παίρνοντας την μέγιστη τιμή λίγο πριν την άρση των δακτύλων. Την στιγμή που γίνεται η κρούση πτέρνας η ένωση του μηρού αναστρέφεται σε κίνηση προσαγωγής η οποία συνεχίζει μέχρι και το τέλος της φάσης αιώρησης με εσωτερική περιστροφή λίγο πριν την κρούση πτέρνας. Η ένωση παραμένει εσωτερικά περιστρεμμένη μέχρι και πριν το τέλος της φάσης μονόπλευρης στήριξης, όπου και ξανά περιστρέφεται εξωτερικά.

Η μέση τιμή του εύρους της κίνησης η οποία μελετήθηκε σε 33 άνδρες με κανονική βάδιση ήταν 12° για το μετωπιαίο επίπεδο και 13° για το εγκάρσιο επίπεδο [4].

Σε μελέτη [10], η οποία έγινε σε 67 άνδρες με μη παθολογική βάδιση, με ίδιο βάρος και ύψος, ηλικίας μεταξύ 20 και 87 ετών, αφορούσε την σύγκριση μεταξύ των νέων και πιο ηλικιωμένων ατόμων. Οι διαφορές στο οβελιαίο επίπεδο στο σώμα φαίνονται στο Σχήμα 1.6 όπου φαίνεται φανερά ότι η κύρια διαφορά βρίσκεται στην κρούση πτέρνας.

Τα άτομα μεγαλύτερης ηλικίας έχουν μικρότερο βήμα καθώς επίσης και μειωμένο εύρος κινήσεων στο ισχίο κατά τις κινήσεις κάμψης-έκτασης και μικρότερη ευλυγισία στην περιοχή της ποδοκνημικής άρθρωσης. Μειωμένη ωστόσο είναι και η κίνηση κρούσης της πτέρνας του μπροστινού ποδιού στην περιοχή της άρθρωσης αυτής.



Σχήμα 1.6: Διαφορετική στάση κατά την βάδιση ενός νεότερου και πιο ηλικιωμένου ατόμου [10].

Στον Πίνακα 1.3 φαίνεται το εύρος κίνησης του ισχίου στα τρία επίπεδα κατά την διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων. Η μέγιστη τιμή στο οβελιαίο επίπεδο παρατηρείται κατά το δέσιμο των κορδονιών του παπουτσιού και κατά την κίνηση κάμψης προκειμένου να συλλεχθεί κάποιο αντικείμενο που έχει πέσει στο έδαφος. Στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο παρατηρείται η μέγιστη τιμή κίνησης στην περιοχή του ισχίου κατά την κίνηση του καθίσματος και του δεσίματος του παπουτσιού χωρίς το άκρο να χάνει την επαφή με το έδαφος [11].

Πίνακας 1.3: Εύρος κινήσεων ισχίου κατά την διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων [11].

Ενέργεια	Επίπεδο παρακολούθησης	Εύρος κινήσεων ισχίου (°)
Δένοντας παπούτσι με το πόδι να μην απομακρύνεται από το έδαφος	Οβελιαίο	124°
	Μετωπιαίο	19°
	Εγκάρσιο	15°
Δένοντας παπούτσι με το πόδι να απομακρύνεται από το έδαφος	Οβελιαίο	110°
	Μετωπιαίο	23°
	Εγκάρσιο	33°
Κάθισμα και ανασήκωμα από καρέκλα	Οβελιαίο	104°
	Μετωπιαίο	20°
	Εγκάρσιο	17°
Σηκώνοντας ένα αντικείμενο από το έδαφος	Οβελιαίο	117°
	Μετωπιαίο	21°
	Εγκάρσιο	18°
Οκλαδόν	Οβελιαίο	122°
	Μετωπιαίο	28°
	Εγκάρσιο	26°
Ανεβαίνοντας σκαλοπάτια	Οβελιαίο	67°
	Μετωπιαίο	16°
	Εγκάρσιο	18°

1.3. Φυσιολογία Βάδισης

1.3.1. Ανάλυση Βάδισης

Η ανάλυση βάδισης είναι μία συστηματική μελέτη της ανθρώπινης βάδισης. Ο τρόπος με τον οποίο στεκόμαστε αλλά κυρίως περπατάμε μπορεί να αποκαλύψει και να μελετήσει προβλήματα των μυών και των οστών αλλά επίσης και να αποτιμήσει το ποσοστό αποκατάστασης. Αρκετά χρόνια τώρα τομείς της επιστήμης όπως είναι η φυσικοθεραπεία, η βιοϊατρική τεχνολογία καθώς επίσης και κλάδοι της ιατρικής όπως η ορθοπεδική και η ρευματολογία έχουν δώσει ιδιαίτερη σημασία στην ανάλυση της βάδισης.

Ανάλυση βάδισης σήμερα γίνεται σε άτομα που πάσχουν από:

- Εγκεφαλική παράλυση,
- Νόσο του Parkinson,
- Κλονισμό κίνησης (movement Disorder),
- Τραυματισμένα νεύρα,
- Τραυματισμό του νωτιαίου μυελού,
- Τραυματισμό άκρων ή κλειδώσεων,
- Τραυματισμούς (π.χ. αθλητές),
- Προβλήματα προσαρμογής πρόσθετων άκρων,
- Γενετικές κινητικές ανωμαλίες,
- Αρθρίτιδα,
- Τραυματισμό στο κεφάλι.

1.3.2. Ορολογία Ανάλυσης Βάδισης

Στην ανάλυση βάδισης χρησιμοποιούνται οι ακόλουθοι όροι:

Κύκλος βάδισης (gait cycle): Είναι το διάστημα χρόνου μεταξύ δύο διαδοχικών εμφανίσεων ενός από τα εναλλασσόμενα γεγονότα του βαδίσματος, π.χ. αν

θεωρήσουμε ως γεγονός την στιγμή που το ένα άκρο έρχεται σε επαφή με το έδαφος, τότε ο κύκλος βάρδισης θα κρατήσει έως ότου το ίδιο άκρο να έρθει ξανά σε επαφή με το έδαφος.

Σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης: Κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης υπάρχουν κάποια σημαντικά γεγονότα τα οποία χαρακτηρίζουν την θέση των δύο ποδιών σε ένα στιγμιότυπο του κύκλου βάρδισης. Στο Σχήμα 1.7 δίνονται επτά σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης τα οποία υποδιαιρούν τον κύκλο βάρδισης σε επτά περιόδους, τέσσερις από τις οποίες λαμβάνουν χώρα στην φάση στάσης (stance phase) και τρεις στην φάση αιώρησης (swing phase).

Τα γεγονότα αυτά είναι τα:

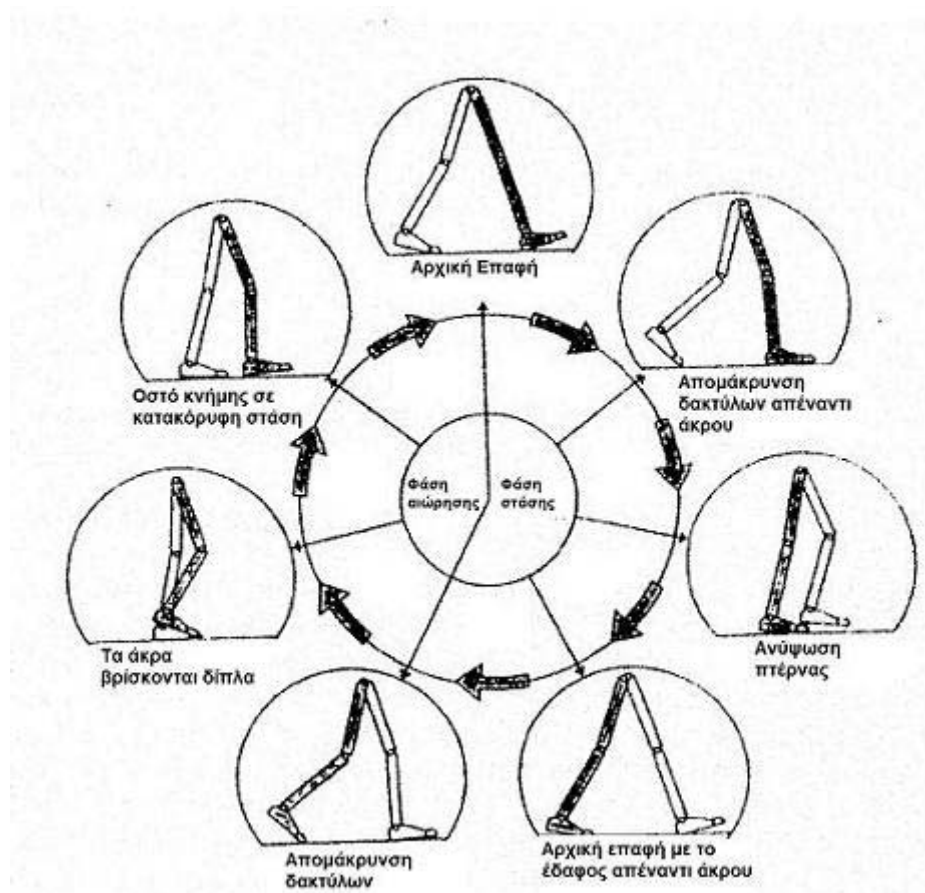
- Αρχική επαφή με το έδαφος (Initial contact),
- Απομάκρυνση δακτύλων απέναντι άκρου (Opposite toe off),
- Ανύψωση πτέρνας (Heel rise),
- Αρχική επαφή με το έδαφος απέναντι άκρου (Opposite initial contact),
- Απομάκρυνση δακτύλων (Toe off),
- Τα άκρα είναι δίπλα (Feet adjacent),
- Το οστό της κνήμης είναι σε κατακόρυφη στάση (Tibia vertical).

Η φάση στάσης είναι αυτή κατά την οποία το άκρο με το οποίο αρχίζει ο κύκλος βάρδισης βρίσκεται στο έδαφος ενώ κατά την φάση κίνησης το άκρο μετακινείται προς τα εμπρός. Η φάση στάσης διαρκεί από την αρχική επαφή μέχρι την απομάκρυνση των δακτύλων από το έδαφος και υποδιαιρείται σε 4 φάσεις:

- Στήριξης (Loading response (ή Contact)),
- Μεσοστήριξης (Mid-stance),
- Τελικής στήριξης (Terminal stance),
- Προαιώρησης (Pre-swing).

Οι φάσεις τελικής στήριξης και προαιώρησης αποτελούν και οι δύο μαζί την φάση προώθησης (Propulsion). Η φάση αιώρησης διαρκεί από την απομάκρυνση των δακτύλων από το έδαφος μέχρι την επόμενη επαφή και υποδιαιρείται σε τρεις φάσεις:

- Αρχικής Αιώρησης (Initial swing),
- Μεσοαιώρησης (Mid-swing),
- Τελικής αιώρησης (Terminal swing).



Σχήμα 1.7: Τα επτά σημαντικά γεγονότα κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάδισης [12].

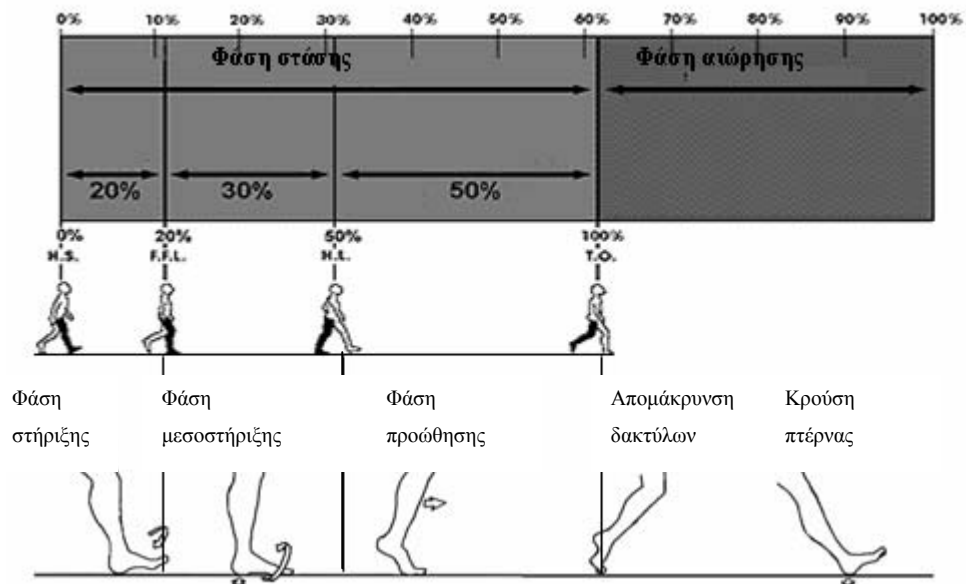
1.3.3. Χρονισμός Κανονικής Βάδισης

Ο ανθρώπινος βηματισμός είναι μια πολύπλοκη συντονισμένη σειρά μετακινήσεων. Το περπάτημα όπως αναφέραμε και παραπάνω διαιρείται σε δύο κύριες φάσεις. Η φάση μονόπλευρης στήριξης (φάση στάσης) είναι η μεγαλύτερη φάση κάθε κύκλου βηματισμού. Αρχίζει από την επαφή της φτέρνας με το έδαφος και τελειώνει με την άρση των δακτύλων του πέλματος. Αυτό φαίνεται στο Σχήμα 1.8. Η φάση αιώρησης αρχίζει με την άρση των δακτύλων και τελειώνει με την επαφή ποδοκνημικής άρθρωσης στο έδαφος (heel strike).

Οι δύο περίοδοι όταν και τα δύο άκρα είναι σε επαφή με το έδαφος, ονομάζονται αρχική περίοδος διπλής υπομονόπλευρης στήριξης (initial double support) και τελική περίοδος διπλής υπομονόπλευρης στήριξης (terminal double support). Η περίοδος της αρχικής διπλής υπομονόπλευρης στήριξης εμφανίζεται από την επαφή της πτέρνας με το έδαφος του ενός κάτω άκρου και την άρση των δακτύλων του αντίθετου άκρου. Η περίοδος τελικής διπλής υπομονόπλευρης στήριξης εμφανίζεται από την κρούση πτέρνας του αντίθετου άκρου και την φάση της άρσης των δακτύλων του άλλου άκρου [12].

1.3.3.1. Φάση στάσης (Φάση μονόπλευρης στήριξης)

Η περίοδος αυτή αρχίζει από την κρούση πτέρνας και διαρκεί μέχρι την άρση των δακτύλων. Η φάση μονόπλευρης στήριξης αποτελεί περίπου το 60% ενός κανονικού κύκλου βάδισης. Η φάση αυτή όπως και προαναφέρθηκε αποτελείται από τρεις κύριες υποφάσεις. Αυτές είναι η υποφάση στήριξης, η υποφάση μεσοστήριξης και τέλος η υποφάση προώθησης. Θα δούμε στην συνέχεια για κάθε μία από αυτές ποιες ενέργειες γίνονται και τον χρονισμό αυτών [13].



Σχήμα 1.8: Χρονισμός στην φάση μονόπλευρης στήριξης.

Υποφάση Στήριξης: Η υποφάση αυτή αρχίζει όταν ο αστραγάλος χτυπά το έδαφος ελαφρώς στο κέντρο. Η περιστροφή του άκρου της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι περίπου δύο μοίρες. Το σημείο της ένωσης του αστραγάλου, αρχίζει να περιστρέφεται στην επαφή του ποδιού στο έδαφος μόνο στο σημείο της ποδοκνημικής άρθρωσης και συνεχίζεται μέχρι περίπου το 22% της φάσης. Η ολική επαφή του μπροστινού μέρους του πέλματος ολοκληρώνει την υποφάση στήριξης [13].

Υποφάση Μεσοστήριξης: Η υποφάση αυτή αρχίζει όταν το μπροστινό μέρος το πέλματος είναι σε πλήρη επαφή με το έδαφος. Αυτή η επαφή ονομάζεται φόρτωση (forefoot loading). Η κίνηση στο σημείο της ένωσης του αστραγάλου είναι αδρανής στην υποφάση αυτή μέχρι και το τέλος της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Το τέλος της υποφάσης μεσοστήριξης είναι όταν το σημείο της ποδοκνημικής άρθρωσης είναι έτοιμο να απομακρυνθεί από το έδαφος (heel off). Αυτό εμφανίζεται περίπου με την ολοκλήρωση του 50% της φάσης μονόπλευρης στήριξης [13].

Υποφάση Προώθησης: Η υποφάση αυτή αποτελεί περίπου το 50% της διάρκειας της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Η ένωση των κόκαλων των δακτύλων του πέλματος σε αυτή την υποφάση βρίσκεται σε ακινησία και επίσης η μέγιστη φόρτωση του μπροστινού μέρους του πέλματος πραγματοποιείται σε περίπου 75-80% της φάσης μονόπλευρης στήριξης. Μέχρι και αυτή την υποφάση το άκρο δεν μετακινείται από το έδαφος. Για αυτό το λόγο η φάση αυτή ονομάζεται και φάση μονόπλευρης στήριξης. Η μετακίνηση του ποδιού γίνεται στην 2η φάση του κύκλου βάρδισης, στην φάση αιώρησης [13].

1.3.3.2. Φάση αιώρησης

Η φάση αιώρησης αποτελεί το 40% του κανονικού κύκλου βάρδισης και εμφανίζεται από την άρση των δακτύλων μέχρι την κρούση της πτέρνας με το έδαφος. Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης, το άκρο πρώτα ακολουθεί μία συντονισμένη κίνηση κατά την οποία το άκρο μαζεύει (pronates) και στην συνέχεια ακολουθεί μία κίνηση κατά την οποία το άκρο τεντώνει (supinates). Κατά την κίνηση pronation το άκρο μαζεύει έτσι ώστε να απομακρυνθεί από το έδαφος. Κατά την κίνηση supinate τεντώνεται το

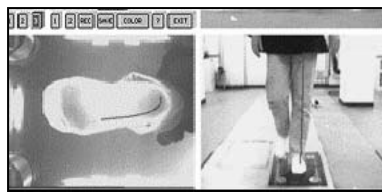
άκρο και σταθεροποιεί την οστεώδη αρχιτεκτονική του ποδιού, προετοιμάζοντας το άκρο για την κρούση της πτέρνας όπου θα πρέπει το άκρο να απορροφήσει τον κλονισμό του χτυπήματος με το έδαφος [13].

1.3.4. Συστήματα Λήψης Δεδομένων Βάδισης

Οι μελέτες για την ανάλυση βάδισης άρχισαν το 1878 όταν ο φωτογράφος Έντουαρτ Μάιμπριτζ πήρε τις πρώτες αναλυτικές φωτογραφίες ανθρώπων που κινούνται. Το 1890 ανακαλύφθηκε η κινηματογραφική κάμερα με την οποία και άρχισε η μελέτη κίνησης. Σήμερα έχουμε την δυνατότητα συλλογής σημάτων είτε με χρήση κάμερας είτε με χρήση αισθητήρων όπως είναι τα γωνιόμετρα [14-18].

1.3.4.1. Πλατφόρμες δύναμης και πίεσης

Χρησιμοποιείται διαδρομή βάδισης, περίπου 52 πόδια σε μήκος. Σε αυτή τη διαδρομή, υπάρχουν διάφορες πλατφόρμες που θα καταγράφουν το ποσό της δύναμης και την πίεση που ασκούνται από τα διαφορετικά μέρη των ποδιών. Αυτές οι πληροφορίες στέλνονται σε υπολογιστή που παρουσιάζει εικόνες δύο και τριών διαστάσεων και με κατάλληλη επεξεργασία λαμβάνονται πληροφορίες για την βάδιση.



Σχήμα 1.9: Πλατφόρμα μέτρησης δύναμης αλληλεπίδρασης του εδάφους κατά την βάδιση.

1.3.4.2. Αργό βίντεο κινήσεων

Κατά την διάρκεια της βάδισης, γίνεται καταγραφή από τις ειδικές σε αργή κίνηση

φωτογραφικές μηχανές. Αυτό επιτρέπει την ανάλυση στιγμιότυπων στάσης του σώματος κατά την διαδρομή.

1.3.4.3. Επιταχυνσιόμετρα

Χρησιμοποιούνται επιταχυνσιόμετρα για την μέτρηση της επιτάχυνσης του ποδιού κατά την βάδιση. Λόγω του νόμου του Newton έχουμε ότι οποιαδήποτε επιτάχυνση του σώματος θα απεικονιστεί σε μια αντίδραση από το έδαφος όταν τουλάχιστον ένα άκρο βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος.

1.3.4.4. Τρισδιάστατη ανάλυση κινήσεων με κάμερα

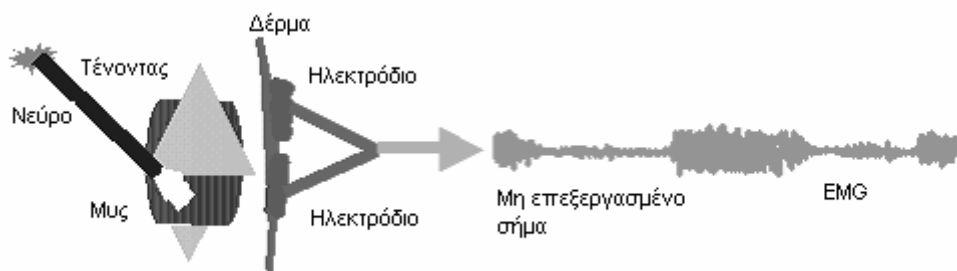
Με την βοήθεια φορούμενων οπτικών αισθητήρων (markers) που αντανακλούν και καταγράφουν την κίνηση από κάμερες που υπάρχουν στο χώρο, γίνεται ανάλυση της βάδισης και στην συνέχεια επεξεργασία από υπολογιστή στον οποίο μεταφέρονται τα δεδομένα.



Σχήμα 1.10: Ανάλυση βάδισης με χρήση κάμερας και οπτικών αισθητήρων.

1.3.4.5. Μετρήσεις λειτουργίας μυών

Η μέτρηση αυτή γίνεται με μικρά ηλεκτρόδια που τοποθετούνται στο δέρμα για να μετρήσουν πώς οι μύες λειτουργούν κατά την βάδιση. Όταν ο μυς λειτουργεί, παράγεται ηλεκτρικό σήμα το οποίο ονομάζεται ηλεκτρομυογράφημα (EMG). Τα ηλεκτρόδια στο δέρμα μετρούν το EMG και με κατάλληλη βοήθεια καθορίζεται εάν υπάρχει ένα πρόβλημα με τους μυς ή τα νεύρα.



Σχήμα 1.11: Ηλεκτρόδιο για την μέτρηση EMG.

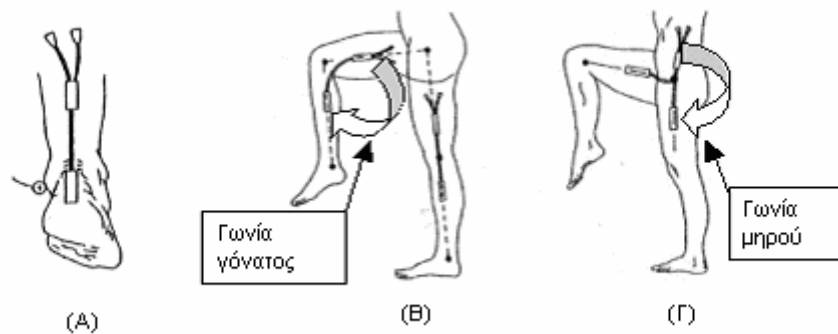
1.3.4.6. Μετρήσεις γωνιών με ηλεκτρογωνιόμετρα

Με την βοήθεια αισθητήρων που ονομάζονται ηλεκτρογωνιόμετρα μετράμε την κλίση κάποιων σημείων του σώματος (σε μοίρες). Ένα σύστημα ηλεκτρογωνιόμετρων αποτελείται από τα ηλεκτρογωνιόμετρα και ένα συλλέκτη σημάτων. Τα ηλεκτρογωνιόμετρα, τοποθετούνται στις ανθρώπινες κλειδώσεις και δίνουν τις γωνίες των κλειδώσεων κατά την κίνηση στα σημεία αυτά τα οποία επηρεάζονται ανάλογα με το πρόβλημα το οποίο μελετάμε. Η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων γίνεται με την χρήση κολλητικής ταινίας διπλής όψευς στο δέρμα στο σημείο της άρθρωσης της οποίας θέλουμε να τα τοποθετήσουμε. Στο σύστημά μας θα χρησιμοποιήσουμε τα ηλεκτρογωνιόμετρα τα οποία τοποθετούνται στο γόνατο και στο ισχίο (Σχήμα 1.12). Ωστόσο δεδομένου ότι οι γωνίες που μας παρέχουν είναι στους δύο άξονες μπορούν να τοποθετηθούν και σε σημεία του ανθρώπινου σώματος όπως είναι ο καρπός, ο αγκώνας και η πλάτη. Η τοποθέτηση σε αυτά τα σημεία γίνεται κυρίως όταν υπάρχουν προβλήματα υγείας τα οποία επηρεάζουν την συνολική στάση του σώματος και όχι μόνο των κάτω άκρων κατά την κίνηση όπως για παράδειγμα η παραπληγία.

Όσον αφορά το σημείο στο οποίο γίνεται η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή. Πρέπει η τοποθέτηση στα αντίθετα άκρα να γίνει όσο το δυνατόν πιο ακριβής. Για να γίνει η τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιόμετρων θα πρέπει ο άνθρωπος να βρίσκεται σε όρθια θέση και σε ακινησία. Η τοποθέτηση στην περιοχή του γόνατος (Σχήμα 1.12.(B)), γίνεται στην εξωτερική πλευρά του ποδιού, έτσι ώστε τα άκρα από τα ηλεκτρογωνιόμετρα να έχουν ίση απόσταση με κέντρο την περιοχή της κλείδωσης του γόνατος. Με παρόμοιο τρόπο γίνεται και η τοποθέτηση

στην περιοχή του ισχίου (Σχήμα 1.12.(Γ)). Η τοποθέτηση σε αυτό το σημείο γίνεται επίσης και στα δύο άκρα στην εξωτερική πλευρά έτσι ώστε το κέντρο του ηλεκτρογωνιόμετρου να βρίσκεται στην κλείδωση του ισχίου.

Τα κυρίως πλεονεκτήματα αυτού του συστήματος είναι ότι δεν απαιτεί ειδικό εργαστηριακό χώρο και ότι πρόκειται για μικρούς και ελαφρούς αισθητήρες οι οποίοι δεν αλλοιώνουν τα χαρακτηριστικά της κίνησης. Επίσης μπορούν να τοποθετηθούν και σε άλλα σημεία και να χρησιμοποιηθούν για την μελέτη διαφορετικών προβλημάτων κίνησης του ανθρώπινου σώματος. Το κόστος σε σχέση με άλλες τεχνολογίες για την ανάλυση βάδισης είναι χαμηλό και μπορούν να χρησιμοποιηθούν με πολλά υπολογιστικά συστήματα. Βέβαια υπάρχουν δύο μειονεκτήματα τα οποία έχουν κυρίως πρακτικό ενδιαφέρον κατά την διάρκεια των μετρήσεων. Το πρώτο είναι ότι πρόκειται για μη ασύρματο σύστημα που έχει ως αποτέλεσμα κατά την καταγραφή κυρίως της έντονης κίνησης (τρέξιμο, γρήγορο περπάτημα), κάποιες φορές να φεύγουν τα καλώδια από τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της καταγραφής της κίνησης. Το δεύτερο μειονέκτημα αφορά επίσης κυρίως την έντονη κίνηση που πολλές φορές απομακρύνει τους αισθητήρες με αποτέλεσμα την διακοπή της μέτρησης.



Σχήμα.1.12: Τοποθέτηση ηλεκτρογωνιόμετρων σε τρία σημεία των κάτω άκρων ((Α) πέλμα, (Β) γόνατο, (Γ) μηρός).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.
ΑΥΤΟΜΑΤΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ
ΥΠΑΡΧΟΥΣΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Υπάρχουν πολλές μελέτες στην βιβλιογραφία που αφορούν την αυτόματη ανάλυση βάδισης και μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες:

Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν οι μελέτες οι οποίες παρακολουθούν την μεταβολή της βάδισης και το πώς μεταβάλλονται κάποια χαρακτηριστικά σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις αλλά επίσης και μεταξύ των δύο φύλων, διαφορετικών ταχυτήτων βάδισης ή μεταξύ νέων και ηλικιωμένων ατόμων. Σε κάποιες από αυτές τις μελέτες έγινε ταξινόμηση μεταξύ μίας από τις παραπάνω περιπτώσεις.

Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν μελέτες οι οποίες αφορούν την επεξεργασία δεδομένων βάδισης. Συνήθως αναφέρονται σε κινητικές παραμέτρους με χρήση κάμερας με την οποία υπολογίζονται οι αντίστοιχες γωνίες κάθε φάσης βάδισης.

2.1. Ανάλυση βάδισης και ταξινόμηση ατόμων με βάση τα δεδομένα βάδισης

Η ανάλυση βάδισης είναι χρήσιμη ιδιαίτερα για άτομα που έχουν πρόβλημα υγείας το οποίο έχει σαν αποτέλεσμα παθολογική βάδιση. Οι μελέτες που ασχολούνται με παθολογικές καταστάσεις αντιμετωπίζουν τις ασυμμετρίες που υπάρχουν κατά την βάδιση ενός ατόμου που αντιμετωπίζει πρόβλημα υγείας. Υπάρχουν επίσης μελέτες κίνησης που κατηγοριοποιούν την βάδιση ανάλογα με την ταχύτητα ή το φύλο του ασθενή.

Στην εργασία [19] γίνεται αναφορά στην σκολίωση. Τα δεδομένα βάδισης προέρχονται από πλατφόρμες αλληλεπίδρασης δυνάμεων και κάμερες που χρησιμοποιούν markers στο κεφάλι, τον κορμό, την λεκάνη και τις αρθρώσεις των άνω και κάτω άκρων. Η συλλογή δεδομένων γίνεται τόσο κατά την φάση στάσης

όσο και στην φάση κίνησης. Η ασυμμετρία παρατηρήθηκε στο εγκάρσιο επίπεδο και για την περιοχή του άνω κορμού στο μετωπιαίο επίπεδο.

Επίσης έχουν γίνει μελέτες για ασθενείς που έχουν πρόβλημα πόνου λόγω κάποιου ατυχήματος στην περιοχή η οποία βρίσκεται μεταξύ της επιγονατίδας και του μηριαίου οστού. Στην αναφορά [20] μελετάται η συμπεριφορά της κίνησης στο ανεβοκατέβασμα σκάλας. Κατά την μελέτη συλλέχθηκαν ανθρωπομετρικά δεδομένα (ύψος, βάρος, κέντρο βάρους σώματος και ηλικία), κινηματικές παράμετροι στις τρεις διαστάσεις (γωνίες στα κάτω άκρα) και επίσης δυνάμεις αλληλεπίδρασης με το έδαφος προκειμένου να μελετηθούν οι ροπές των κάτω άκρων. Τα βήματα ανά δευτερόλεπτο τα οποία έκαναν τα άτομα που είχαν το πρόβλημα ήταν λιγότερα από αυτά ενός υγιούς ατόμου ενώ οι μέγιστες γωνίες στην περιοχή του μηρού και της ποδοκνημικής άρθρωσης δεν παρουσίαζαν κάποια ιδιαίτερη διαφορά.

Στην αναφορά [21] μελετάται η νόσος του Parkinson. Η βάδιση την οποία έχουν τα άτομα με αυτή την νόσο λέγεται και μετατοπισμένη βάδιση (shuffling gait). Ο όρος αυτός έχει δοθεί επειδή το άκρο βρίσκεται ακόμα σε κίνηση την στιγμή που έχουμε την φάση της αρχικής επαφής στην αρχή της φάσης στάσης.

Στην αναφορά [22] μελετάται η βάδισης ασθενών οι οποίοι έχουν οστεοαρθρίτιδα. Χρησιμοποιήθηκαν πλατφόρμες με τις οποίες μετρήθηκαν οι ροπές δυνάμεων και ένα σύστημα με κάμερες για την καταγραφή των κινηματικών παραμέτρων (γωνίες των αρθρώσεων στο γόνατο, το ισχίο και τον αστράγαλο).

Ένα μέρος των μελετών που έχει δημοσιευτεί αφορά τα άτομα τα οποία αντιμετωπίζουν το σύνδρομο της κούρασης (chronic fatigue syndrome). Τα άτομα τα οποία έχουν αυτή την πάθηση αντιμετωπίζουν προβλήματα κατά την βάδιση και ανωμαλίες κίνησης. Η μελέτη έγινε σε μία ομάδα υγιών ατόμων και σε μια ομάδα η οποία έπασχε από αυτό το σύνδρομο. Τα άτομα υποβλήθηκαν σε βάδιση χαμηλών αλλά και υψηλών ταχυτήτων. Προέκυψε στενή σχέση για την ομάδα ασθενών μεταξύ των ταχυτήτων και της μέγιστης γωνίας στην περιοχή του μηρού τόσο στην φάση αιώρησης όσο και στην φάση μονόπλευρης στήριξης. Επίσης η κίνηση κάμψης του γόνατος κατά την φάση μονόπλευρης στήριξης αλλά και κατά φάση αιώρησης ήταν

πολύ πιο μεγάλη στα υγιή άτομα από τα άτομα τα οποία είχαν αυτό το σύνδρομο [23].

Πολλά άτομα μετά από ατυχήματα έχουν χάσει κάποιο μέρος ή ακόμα και ολόκληρο το άκρο τους. Με σκοπό την αποκατάσταση της βάρδισης όσο το δυνατόν σε πιο φυσιολογικά επίπεδα έχουν προστεθεί τεχνητά άκρα μετά από κάποια επέμβαση την οποία υπέστησαν. Προκειμένου να σχεδιαστούν σωστά προσθετικά μέλη, ένα μεγάλο μέρος των μελετών βάρδισης έχουν γίνει στα άτομα τα οποία έχουν υποστεί κάποια εγχείρηση προσθετικής. Η μελέτη κυρίως εστιάζεται στις γωνίες αρθρώσεων και στις δυνάμεις αλληλεπίδρασης με το έδαφος. Τα συστήματα για την συλλογή δεδομένων είναι οι πλατφόρμες δύναμης και κάμερες δωματίου παρακολούθησης [24,25].

Το πρόβλημα της αποκατάστασης του συνδέσμου ACL μελετήθηκε στην εργασία [26] όπου συγκρίθηκαν άτομα στα οποία είχε γίνει θεραπεία αποκατάστασης με υγιή άτομα. Τα δεδομένα προέρχονται από κάμερες παρακολούθησης, πλατφόρμες δύναμης και ηλεκτρομυογραφήματα.

Στις εργασίες [27-29] έγινε μελέτη διάκρισης βάρδισης μεταξύ αθλητών των δύο φύλων. Τα δεδομένα αφορούσαν κινηματικές παραμέτρους (γωνίες αρθρώσεων) και στα τρία επίπεδα παρακολούθησης, που συλλέχθηκαν με χρήση καμερών παρακολούθησης. Η επεξεργασία των γωνιών έγινε για την φάση μονόπλευρης στήριξης. Διαπιστώθηκε ότι οι αποκλίσεις για το μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο για τις γυναίκες για το μηρό και το γόνατο ήταν μεγαλύτερες από αυτές των ανδρών. Διαφορές στις γωνίες αρθρώσεων στην αρχική επαφή με το έδαφος δεν υπήρξαν. Τέλος δεν παρατηρήθηκαν διαφορές στις γωνίες των αρθρώσεων για το οβελιαίο επίπεδο (ισχίο και γόνατο).

Ένα άλλο θέμα που αφορά την βιβλιογραφία είναι η ανάλυση βάρδισης για διαφορετικές ταχύτητες. Στην εργασία [30] γίνεται διάκριση σε τρεις κατηγορίες: απλή βάρδιση, τρέξιμο, γρήγορο τρέξιμο με χρήση γωνιών αρθρώσεων και κινητικών παραμέτρων (κέντρο μάζας, δυνάμεις αλληλεπίδρασης, ροπές αρθρώσεων και ενέργεια αρθρώσεων). Η συλλογή των κινηματικών παραμέτρων, έγινε με κάμερες στο χώρο παρακολούθησης και χρήση markers στα κάτω άκρα. Η διαφορά μεταξύ της απλής βάρδισης και του τρεξίματος είναι ότι στην δεύτερη φάση υπάρχει και μία

επιπλέον φάση κατά την οποία δεν έχει επαφή κανένα από τα δύο άκρα στο έδαφος. Και τα δύο άκρα ίπτανται δύο φορές κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης, μία στην αρχή και μία στο τέλος της φάσης αιώρησης και αναφέρεται ως double float. Ο χρονισμός της άρσης των δακτύλων εξαρτάται από την ταχύτητα. Όσο ο αθλητής κινείται ταχύτερα μικρότερη είναι η φάση μονόπλευρης στήριξης. Παρατηρήθηκε ότι για τα δύο άκρα έχουμε επικάλυψη της φάσης μονόπλευρης στήριξης, μόνο στην περίπτωση της απλής βάδισης. Αυτό σημαίνει ότι κάθε στιγμή τουλάχιστον ένα από τα δύο άκρα είναι στο έδαφος. Αντίθετα στα άλλα τρία είδη υπάρχουν στιγμές κατά τις οποίες κανένα από τα δύο άκρα δεν είναι σε επαφή με το έδαφος. Η μέγιστη έκταση στην περιοχή του μηρού συμβαίνει λίγο πριν το γεγονός της απομάκρυνσης των δακτύλων και τη μέγιστη κάμψη περίπου στο μέσον της τελικής κίνησης της φάσης αιώρησης. Στις περιπτώσεις του τρεξίματος και του γρήγορου τρεξίματος η μέγιστη έκταση του μηρού είναι περίπου όμοια με αυτή της απλής βάδισης αλλά συμβαίνει λίγο αργότερα στον κύκλο βάδισης (την στιγμή της απομάκρυνσης των δακτύλων). Καθώς η ταχύτητα αυξάνει η μέγιστη κάμψη του μηρού οδηγείται σε ένα πιο μεγάλου μήκους βήμα. Αντίθετα από την απλή βάδιση, η έκταση του μηρού κατά την διάρκεια του δεύτερου μισού της φάσης αιώρησης και κατά την διάρκεια του τρεξίματος και του γρήγορου τρεξίματος βρίσκεται σε ετοιμότητα για το γεγονός της αρχικής επαφής. Αυτό γίνεται για να αποφευχθεί η υπερβολική επιβράδυνση η οποία θα συμβεί στο γεγονός της αρχικής επαφής εάν το άκρο βρεθεί πολύ μακριά από το κέντρο μάζας του σώματος. Αν και η μορφή της κίνησης είναι παρόμοια στο γόνατο στις περιπτώσεις απλής βάδισης, γρήγορου και απλού τρεξίματος τα άκρα της κίνησης είναι διαφορετικά. Στην περίπτωση του απλού τρεξίματος στην φάση μονόπλευρης στήριξης, η κάμψη στην περιοχή του γόνατος είναι περίπου 45°. Αυτό ακολουθείται από την έκταση στο γόνατο το οποίο είναι περίπου στις 25° κατά την διάρκεια της φάσης προώθησης (καθώς το πίσω άκρο σπρώχνει το σώμα να ωθηθεί προς τα εμπρός). Στην περίπτωση του γρήγορου τρεξίματος η κάμψη του γόνατος είναι μεγαλύτερη και η μεγαλύτερη έκταση συμβαίνει κατά την φάση της προώθησης αγγίζοντας ως μέγιστη τιμή τις 20°. Επίσης η φάση αιώρησης παρουσιάζει διαφορές κατά τη απλή βάδιση το τρέξιμο και το γρήγορο τρέξιμο. Η μέγιστη τιμή για την κάμψη στο γόνατο κατά την διάρκεια της φάσης αιώρησης είναι περίπου 60° για την περίπτωση της απλής βάδισης. Αυτό αγγίζει τις 90° στην περίπτωση του τρεξίματος και στο γρήγορο τρέξιμο στις 105°. Για τους αθλητές οι οποίοι είναι ειδικά

εκπαιδευμένοι (ελίτ sprinters), στην περίπτωση του γρήγορου τρεξίματος η μέγιστη τιμή κάμψης στο γόνατο είναι περίπου στις 130°.

Μελέτες που αφορούν την κατηγοριοποίηση προβλημάτων βάδισης φαίνονται στον Πίνακα 2.1. Από τον πίνακα φαίνεται ότι για διάφορα προβλήματα βάδισης χρησιμοποιήθηκαν ταξινομητές διαφόρων ειδών. Για παράδειγμα Νευρωνικά δίκτυα, SVM και fuzzy c-means.

Μια από αυτές τις μελέτες αφορούν την ημιπληγία και την κατηγοριοποίησή της [31]. Για την κατηγοριοποίηση κλάσεων ημιπληγίας (Spastic Cerebral Palsy, Ataxic Cerebral Palsy, Athetoid Cerebral Palsy, Mixed Cerebral Palsy, Quadriplegia, Hemiplegia, Diplegia) χρησιμοποιήθηκε νευρωνικό δίκτυο [32,33].

Σε μία άλλη μελέτη [34], έγινε ταξινόμηση βάδισης με βάση τις ταχύτητες και άλλες καταστάσεις με χρήση νευρωνικών δικτύων. Χρησιμοποιήθηκαν επτά ταχύτητες βάδισης και τρεις καταστάσεις (κανονική βάδιση, βάδιση με πρόσθεση βάρους στον αστράγαλο, βάδιση με την προσθήκη επιγονατίδας που μειώνει το λύγισμα στην περιοχή του γόνατος). Νευρωνικό δίκτυο χρησιμοποιήθηκε σε τρεις περιπτώσεις:

- Αναγνώριση κατάστασης βάδισης με δεδομένη την ταχύτητα
Είσοδος: διάρκεια διπλής στήριξης (και τα δύο άκρα άκρο), δεξιάς και αριστερής στήριξης (ένα άκρο).
- Αναγνώριση της ταχύτητας με δεδομένη την κατάσταση βάδισης
Είσοδος: ταχύτητα βάδισης, διάρκεια διπλής στήριξης και το άθροισμα και ο λόγος τις αριστερής και δεξιάς στήριξης.
- Αναγνώριση κατάστασης βάδισης
Είσοδος: διάρκεια διπλής στήριξης, αριστερή και δεξιά στήριξη σε κάθε μία από τις επτά ταχύτητες.

Πίνακας 2.1: Βιβλιογραφία ταξινόμησης βάδισης.

Αναφορά	Τύπος ταξινομητή	Κατηγορίες εξόδου
Holzreiter and Kolile (1993) [35]	Feed forward NN	(1) Αρτιμελής βάδιση (2) Παθολογική βάδιση
Barton and Lees (1995) [36]	Feed forward NN	(1) Υγιές άκρο (2) pes cavus (3) εξάρθρωση
Barton and Lees (1997) [37]	Feed forward NN	(1) φυσιολογική βάδιση (2) βάδιση με 20 mm σόλα παπουτσιού (3) βάδιση με βαρίδι 3.5 kg
Lafuente et al. (1997) [38]	Feed forward NN	(1) υγιής κατάσταση (2) αρθροπάθεια πέλματος (3) αρθροπάθεια γόνατος (4) αρθροπάθεια ισχίου
Hastings et al. (1998) [39]	Feed forward NN	Κατηγοριοποίηση στους τύπους ημιπληγίας που υπάρχουν
Gioftsos and Grieve (1995) [40]	Feed forward NN	(1) Αναγνώριση κατάστασης βάδισης με δεδομένη την ταχύτητα (2) Αναγνώριση της ταχύτητας με δεδομένη την κατάσταση βάδισης (3) Αναγνώριση κατάστασης βάδισης
Kamruzamman and Begg, (2005) [41]	SVM	Ταξινόμηση καταστάσεων ημιπληγικών και μη παθολογικών σε παιδιά
Kamruzamman and Begg, (2004) [42]	SVM	Διαχωρισμός ηλικιωμένων και πιο νέων ατόμων

O'Malley et al. (1997) [43]	Fuzzy c-Means	Ποσοτικοποίηση των προ και μετά την θεραπεία αλλαγών
Tan et al. (1999) [44]	Fuzzy c-Means	Κατηγοριοποίηση παθολογικών και μη δεδομένων

2.2. Επεξεργασία Δεδομένων Βάδισης

Πολλές εργασίες αφορούν την επεξεργασία των δεδομένων βάδισης. Ένα πρόβλημα είναι ότι τα δείγματα που συλλέγονται στην μελέτη της βάδισης είναι πάρα πολλά. Συνήθως γίνεται προσπάθεια μείωσης της διάστασης. Στην εργασία [45] χρησιμοποιείται ένα είδος ασαφούς κωδικοποίησης (τριγωνική κωδικοποίηση).

Η απομάκρυνση του θορύβου είναι επίσης ένα πρόβλημα στην αρχική επεξεργασία. Σύνοψη της βιβλιογραφίας που αφορά απομάκρυνση θορύβου (κύρια με την χρήση wavelets) φαίνεται στον Πίνακα 2.2.

Πίνακας 2.2: Βιβλιογραφία Απομάκρυνσης θορύβου από δεδομένα βάδισης.

Αναφορά	Δεδομένα	Μετασχηματισμός
Wachowiak et al. (1997) [46]	Μετατόπιση κατά την κρούση πτέρνας	Haar and Daubechies 4
Ismail and Asfour (2002) [47]	Γωνιακή μετατόπιση	Biorthogonal, Coiflet and Daubechies

Ένα άλλο πρόβλημα είναι η μείωση της διάστασης των εξαγόμενων χαρακτηριστικών που γίνεται στα δεδομένα βάδισης με χρήση PCA όπως φαίνεται για διάφορες περιπτώσεις στον Πίνακα 2.3.

Πίνακας 2.3: Χρήση PCA σε δεδομένα βάδισης.

Αναφορά	Μεταβλητές	Χαρακτηριστικά μετά την εφαρμογή της PCA
Shiavi and Griffin (1981) [48]	16-temporal fractions of muscle activity	3 (μη προσδιορισμένα)
Yamamoto et al. (1983) [49]	10-παρόμοιοι συντελεστές χρονικοί και αποστάσεως.	(1)Συνολική ικανότητα βηματισμού (2) Δραστηριότητα και συμμετρία
Wootten et al. (1950) [50]	32 περιοχές από EMG	≤ 5 (μη προσδιορισμένα)
Sadeghi et al. (1997) [51]	48 per side- peak powers and energy bursts	4 (μη προσδιορισμένα)
Olney et al. (1998) [52]	74 χρονικές κινηματικές και κινητικές παράμετροι	(1) Ταχύτητα (2) Διαφορές μεταξύ των άκρων (3) Στάση κάμψης (4) Μη ερμηνεύσιμο
Deluzio et al. (1997) [53]	101 μεταβλητές του κύκλου βάδισης	2–4 σε κάθε σήμα βάδισης (μη προσδιορισμένα)

Μια παραλλαγή της PCA είναι η ανάλυση παραγόντων (factor analysis), η οποία βρίσκει παράγοντες που αναπαριστούν την συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών και μπορούν να δώσουν πληροφορίες για την συμπεριφορά κάποιων χαρακτηριστικών σε σχέση με την μεταβολή κάποιων άλλων. Στον Πίνακα 2.4 παρουσιάζεται σχετική βιβλιογραφία που κάνει χρήση ανάλυσης παραγόντων σε δεδομένα βάδισης και πιο συγκεκριμένα σε δεδομένα τα οποία προέρχονται από σήματα ηλεκτρομυογράφου (ΗΜΓ).

Πίνακας 2.4: Χρήση ανάλυσης παραγόντων σε δεδομένα βάδισης.

Αναφορά	Μεταβλητές	Παράγοντες (Factors)
Davis and Vaughan (1993) [54]	16 γραμμικά EMG του ενός άκρου	(1) κρούση πτέρνας (2) ενιαία φόρτωση άκρων (3) προώθηση (4) διφασικός παράγοντας
Olree and Vaughan (1995) [55]	16 κανονικοποιημένα EMG factors και από τα δύο κάτω άκρα.	(1) αντίδραση φόρτωσης (2 factors) (2) προώθηση (2 factors) (3) παράγοντας συντονισμού
Merkle et al . (1998) [56]	7 EMG από όλο το σώμα	(1) έλεγχος μετάβασης (2) παράγοντας επιβάρυνσης

Ένα άλλο θέμα αφορά τους συσχετισμούς μεταξύ διαφορετικών χαρακτηριστικών σε σχέση με την μεταβολή τους στο χρόνο. Οι μελέτες της βιβλιογραφίας χρησιμοποίησαν ανάλυση fractal. Στον Πίνακα 2.5 δίνεται η σχετική βιβλιογραφία που χρησιμοποιεί για την μελέτη της συσχέτισης των διακυμάνσεων διασκελισμού μεταξύ υγιών ατόμων αλλά και υγιών ανδρών σε σχέση με πιο ηλικιωμένα άτομα.

Πίνακας 2.5: Χρήση τεχνικής fractal σε δεδομένα βάδισης.

Αναφορά	Τύπος ατόμων (διάρκεια)	Ευρήματα
Hausdorff et al. (1995) [57]	10 υγιείς άντρες (9 min)	Οι μεγάλης ακτίνας συσχετισμοί υπάρχουν στις διακυμάνσεις διαστήματος διασκελισμού
Hausdorff et al. (1996) [58]	10 υγιείς άντρες (1 h)	Μεγάλου εύρους συσχετισμοί είναι σταθεροί στους 1000 διασκελισμούς και πάνω
Hausdorff et al. (1997) [59]	10 ηλικιωμένοι (6 min) 17 Huntington's (5 min)	Μεγάλης ακτίνας συσχετισμοί είναι μειωμένοι στους ηλικιωμένους και τα άτομα με παθολογική βάδιση
West and Griffin (1999) [60]	Υγιείς ενήλικες (15 min)	Μεγάλης ακτίνας συσχετισμοί υπάρχουν στις διακυμάνσεις διαστήματος διασκελισμού

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΒΑΔΙΣΗΣ

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται αναφορά στις κυριότερες μεθόδους που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση δεδομένων βάδισης στην βιβλιογραφία. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στην παρούσα εργασία αναλύονται περισσότερο και δίνονται λεπτομέρειες για την χρήση τους.

3.1. Τεχνητά Νευρωνικά δίκτυα

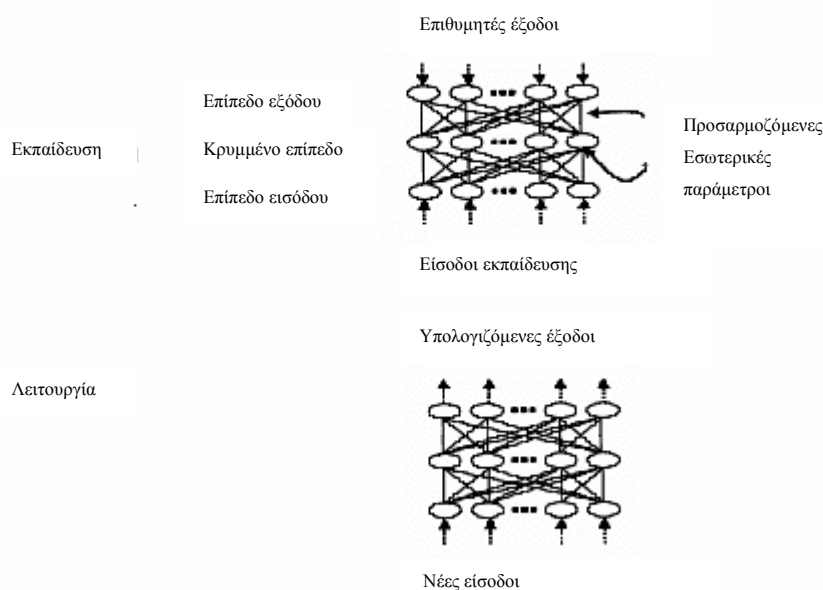
Στην ανάλυση βηματισμού, η χρήση των τεχνητών νευρωνικών δικτύων είναι πολύ σημαντική. Το δίκτυο το οποίο χρησιμοποιήσαμε είναι ένα back-propagation δίκτυο με ένα κρυμμένο επίπεδο. Τα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα (ANN) τυπικά έχουν τις εισόδους και τις εξόδους συνδεδεμένες με ενδιάμεσες διεργασίες οι οποίες αποκαλούνται κρυμμένα επίπεδα. Οι είσοδοι είναι οι ανεξάρτητες μεταβλητές και οι εξοδοι είναι οι εξαρτώμενες μεταβλητές.

Ένα ANN μπορεί να παρομοιαστεί με μία εύκαμπτη μαθηματική λειτουργία που έχει πολλές διαμορφώσιμες εσωτερικές παραμέτρους. Για να αντιπροσωπευθούν ακριβώς οι σχέσεις μεταξύ των μεταβλητών βηματισμού, αυτές οι εσωτερικές παράμετροι πρέπει να προσαρμοστούν μέσω μιας βελτιστοποίησης ή αλλιώς ένα αλγόριθμο εκμάθησης.

Η εκμάθηση είναι πλήρης όταν κάποιο κριτήριο όπως το λάθος πρόβλεψης, μειώνεται κάτω από ένα κατώτατο κατώφλι. Μόλις εκπαιδευθεί το νευρωνικό δίκτυο (δηλ. οι εσωτερικές του οι παράμετροι είναι ακριβείς), μπορεί να δεχτεί τις νέες εισόδους προσπαθώντας να προβλέψει μια ακριβή έξοδο. Για να παράγει μια έξοδο, το εκπαιδευμένο δίκτυο εκτελεί μια συνάρτηση αποτίμησης.

Στο Σχήμα 3.1 συνοψίζονται τα παραπάνω. Η μόνη υπόθεση στην ανάπτυξη ενός πολυστρωματικού feedforward νευρικού δικτύου (με ένα κρυμμένο στρώμα), είναι

ότι υπάρχει μια συνεχής λειτουργική σχέση μεταξύ των δεδομένων εισόδου και εξόδου.



Σχήμα 3.1: Τυπικό Νευρωνικό δίκτυο κατά την εκπαίδευση και την λειτουργία του.

3.2. Ανάλυση με Ασάφεια

Ασαφής κωδικοποίηση: Η ασαφής κωδικοποίηση περιλαμβάνει τον διαχωρισμό μιας περιοχής από μια συνεχή μεταβλητή σε ένα σύνολο ασαφών συνόλων. Τα ασαφή σύνολα διαφέρουν από τα κλασικά σύνολα στον τρόπο με τον οποίο ορίζεται η συνάρτηση συσχέτισης 'μ'. Σε ένα ασαφές σύνολο η συνάρτηση αυτή μπορεί να πάρει τιμές μεταξύ του 0 και του 1, σε αντίθεση με ένα κλασικό σύνολο όπου η συνάρτηση αυτή μπορεί να πάρει μόνο ακέραιες τιμές (είτε 0 είτε 1). Η ασαφής κωδικοποίηση διευκολύνει τον χειρισμό του υπολογισμού ανακριβών εννοιών ή διαγνώσεων όπως είναι η διπληγική βάδιση.

Ασαφής ομαδοποίηση: Η ασαφής ομαδοποίηση είναι μια μέθοδος με την οποία μπορούμε να βρούμε ένα ασαφή διαχωρισμό σε ένα σύνολο δεδομένων. Μέσω της ασαφούς κωδικοποίησης μπορούμε να κάνουμε ασαφή ομαδοποίηση στα δεδομένα. Ο σκοπός της ασαφούς ομαδοποίησης είναι η εύρεση φυσικών ομάδων για τα δεδομένα. Από τους πιο συνήθεις αλγορίθμους στην περίπτωση δεδομένων βάδισης

για την ομαδοποίηση αυτών είναι ο αλγόριθμος Fuzzy C-Means (FCM) που ελαχιστοποιεί την συνάρτηση:

$$J(U, v) = \sum_{k=1}^N \sum_{i=1}^C (u_{ik})^m \|x_k - v_i\|^2. \quad (3.1)$$

Σκοπός αυτού του αλγόριθμου είναι να βελτιστοποιηθεί το πρόβλημα όπου έχει ως στόχο την εύρεση C ομάδων με κέντρα v_i , x_k δεδομένα και u_{ik} η σχέση μεταξύ ενός στοιχείου i σε μια ομάδα k . Το m δηλώνει το ποσοστό επικάλυψης μεταξύ των ομάδων και μαζί με το C είναι παράμετροι του αλγορίθμου.

Μετά την ελαχιστοποίηση της συνάρτησης έχουμε:

$$v_i = \frac{\sum_{k=1}^N u_{ik}^m x_k}{\sum_{k=1}^N u_{ik}^m}, \quad (3.2)$$

και

$$u_{ik} = \frac{1}{\sum_{j=1}^C \left(\frac{\|x_k - v_i\|^2}{\|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}}}. \quad (3.3)$$

Ο αλγόριθμος ελαχιστοποίησης δίνεται στο Παράρτημα Α.

3.3. Στατιστικές μέθοδοι πολλών μεταβλητών (Multivariate statistics)

3.3.1. Ανάλυση πρωτευουσών συνιστωσών (PCA)

Πολλές φορές κατά την επεξεργασία δεδομένων αντιμετωπίζουμε το πρόβλημα της υψηλής διάστασης των δεδομένων. Σε αυτό το πρόβλημα την λύση μπορεί να δώσει η ανάλυση πρωτευουσών συνιστωσών (PCA). Ο στόχος της PCA είναι η εύρεση ενός μικρότερου συνόλου ορθογώνιων μεταβλητών – συστατικών P_j (απλός Γραμμικός συνδυασμός των αρχικών μεταβλητών), που μπορούν αποτελεσματικά να

αναπαραστήσουν την πληροφορία των αρχικών μεταβλητών. Έτσι δεδομένου ότι έχουμε ένα σύνολο μεταβλητών $\{X_1 \dots X_n\}$, το j κύριο συστατικό μπορεί να γραφτεί ως ένας γραμμικός συνδυασμός των αρχικών μεταβλητών.

Επομένως για το j κύριο συστατικό θα έχουμε:

$$P_j = a_{j1}X_1 + a_{j2}X_2 + \dots + a_{jn}X_n, \quad (3.4)$$

με τον περιορισμό:

$$\sum_i a_{ji}^2 = 1.$$

Σε αυτή την σχέση οι συντελεστές a_{ji} καλούνται παράγοντες επιβάρυνσης και δείχνουν την μορφή της συσχέτισης μεταξύ των P_j και X_i . Για δεδομένο dataset η PCA επίλυση είναι μοναδική. Πριν την εφαρμογή της PCA, τα αρχικά δεδομένα ακολουθούν τυπικό μετασχηματισμό, δίνοντας στα δεδομένα μέση τιμή μηδέν και διακύμανση μονάδα.

Προσπαθώντας να δώσουμε γεωμετρική ερμηνεία αυτής της ανάλυσης ορίζουμε ένα χώρο S , “ n ” διαστάσεων, του οποίου οι ορθογώνιοι άξονες ορίζονται από τα πρωτεύοντα συστατικά, με σκοπό την εύρεση μιας ικανής και βέλτιστης προβολής των αρχικών δεδομένων διάστασης d σε ένα χώρο χαμηλότερης διάστασης.

Τα βήματα εξαγωγής των δεδομένων προβολής είναι τα ακόλουθα:

- Τυποποιούμε τα δεδομένα του dataset
- Χρήση Eigendecomposition
- ή
- Χρήση SVD

Αναλυτικότερα:

Χρήση Eigendecomposition

- Υπολογισμός του πίνακα correlation: $C = X^T X / (N - 1)$, όπου ο πίνακας X έχει ως στήλες τα αρχικά N χαρακτηριστικά και ως γραμμές M το σύνολο των παρατηρήσεων.
- Κάνουμε ανάλυση ιδιοτιμών $C = \Phi D \Phi^T$, όπου ο πίνακας D είναι διαγώνιος πίνακας με ταξινομημένες τις ιδιοτιμές του πίνακα C από την μεγαλύτερη στην μικρότερη και ο πίνακας Φ έχει σαν στήλες τα αντίστοιχα ιδιοδιανύσματα.
- Εξετάζουμε μόνο τα r ιδιοδιανύσματα με χρήση ενός τυπικού κατωφλίου.
- Ο νέος πίνακας Y θα είναι πλέον ο $Y = X\Phi_2$ όπου ο Φ_2 περιέχει τα r πιο σημαντικά ιδιοδιανύσματα του πίνακα C και οι στήλες του Y είναι τα προβαλλόμενα δεδομένα.

Χρήση SVD

- Υπολογίζουμε την ανάλυση SVD του πίνακα X των δεδομένων
 $X = U\Lambda V^T$ όπου δεδομένου ότι ο πίνακας D είναι ο πίνακας των ιδιοτιμών έχουμε $\Lambda^2 = D$
- Απομάκρυνση των λιγότερο σημαντικών στοιχείων του πίνακα Λ . Ο πίνακας Λ έχει τις singular τιμές του πίνακα X .
- Η επανασύνθεση του πίνακα είναι $X_2 = U\Lambda_2 V^T$ όπου Λ_2 έχει τις λιγότερο σημαντικές singular values που υπάρχουν στο διαγώνιο πίνακα Λ και οι πίνακες U, V περιέχουν τα αντίστοιχα ιδιοδιανύσματα.

Σημειώνεται ότι οι πίνακες U_{mm} και V_{mm} είναι ορθογώνιοι, ενώ ο πίνακας Λ_{mm} είναι διαγώνιος. Επίσης ο πίνακας U έχει τα ιδιοδιανύσματα του XX^T και ο πίνακας V τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα $X^T X$.

3.3.2. Ανάλυση παραγόντων

Στόχος της ανάλυσης παραγόντων είναι η εύρεση ορθογωνίων παραγόντων F_j , οι οποίοι μπορούν επαρκώς να συλλάβουν την βασική συσχέτιση μεταξύ των αρχικών μεταβλητών X_i όπου:

$$X_i = a_{i1}F_1 + a_{i2}F_2 + \dots + a_{im}F_m + e_i \quad (3.4)$$

Στην σχέση αυτή έχουμε:

- $X_i, i=1, \dots, n$, είναι οι τυποποιημένες μεταβλητές (μέση τιμή 0 και διακύμανση 1),
- a_{ij} είναι οι παράγοντες επιβάρυνσης οι οποίοι καθορίζουν την συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών X_i και των παραγόντων $F_j, j=1, \dots, m < n$,
- e_i είναι ο ειδικός παράγοντας ο οποίος συσχετίζεται μόνο με το X_i , έχει μέση τιμή μηδέν και δεν συσχετίζεται με τους παράγοντες F_i .

Οι κύριες συναρτήσεις οι οποίες ακολουθούνται κατά την ανάλυση παραγόντων είναι η εξαγωγή και η περιστροφή των παραγόντων [61].

3.3.2.1. Εξαγωγή

Η μέθοδος της εξαγωγής συμπεριλαμβάνει και την ανάλυση ιδιοτιμών του πίνακα συσχέτισης.

$$C = BDB^T = (B\sqrt{D})(\sqrt{D}B^T) = AA^T, \quad (3.5)$$

όπου:

‘ D ’ είναι ένας διαγώνιος πίνακας, που στην διαγώνιό του έχει τις ιδιοτιμές του πίνακα συσχέτισης,

‘ B ’ είναι ένας πίνακας που περιέχει τα αντίστοιχα ιδιοδιανύσματα,

‘ A ’ είναι ένας πίνακας που περιέχει τους παράγοντες επιβάρυνσης a_{ij} .

Για p μεταβλητές μπορούμε να δημιουργήσουμε την παρακάτω μορφή με ίδιο αριθμό κύριων συστατικών.

$$\left. \begin{aligned} Z_1 &= b_{11}X_1 + b_{12}X_2 + \cdots + b_{1p}X_p \\ Z_2 &= b_{21}X_1 + b_{22}X_2 + \cdots + b_{2p}X_p \\ &\vdots \\ Z_p &= b_{p1}X_1 + b_{p2}X_2 + \cdots + b_{pp}X_p \end{aligned} \right\}$$

όπου b_{ij} ιδιοδιανύσματα του CM του πίνακα X .

Επειδή ο μετασχηματισμός από τις μεταβλητές X στις Z είναι ορθογώνιος θα έχουμε:

$$\left. \begin{aligned} X_1 &= b_{11}Z_1 + b_{21}Z_2 + \cdots + b_{p1}Z_p \\ X_2 &= b_{12}Z_1 + b_{22}Z_2 + \cdots + b_{p2}Z_p \\ &\vdots \\ X_p &= b_{1p}Z_1 + b_{2p}Z_2 + \cdots + b_{pp}Z_p \end{aligned} \right\} \longrightarrow \left. \begin{aligned} X_1 &= b_{11}Z_1 + b_{21}Z_2 + \cdots + b_{m1}Z_m + e_1 \\ X_2 &= b_{12}Z_1 + b_{22}Z_2 + \cdots + b_{m2}Z_m + e_2 \\ &\vdots \\ X_p &= b_{1p}Z_1 + b_{2p}Z_2 + \cdots + b_{mp}Z_m + e_p \end{aligned} \right\}$$

όπου e_i είναι ένας γραμμικός συνδυασμός των $Z_{m+1} \dots Z_p$.

Προκειμένου να έχουμε διακύμανση μονάδα για τα Z_i :

$$\begin{aligned} X_1 &= \sqrt{\lambda_1}b_{11}F_1 + \sqrt{\lambda_2}b_{21}F_2 + \cdots + \sqrt{\lambda_m}b_{m1}F_m + e_1 \\ X_2 &= \sqrt{\lambda_1}b_{12}F_1 + \sqrt{\lambda_2}b_{22}F_2 + \cdots + \sqrt{\lambda_m}b_{m2}F_m + e_2 \\ &\vdots \\ X_p &= \sqrt{\lambda_1}b_{1p}F_1 + \sqrt{\lambda_2}b_{2p}F_2 + \cdots + \sqrt{\lambda_m}b_{mp}F_m + e_p \end{aligned}$$

όπου $F_i = Z_i / \sqrt{\lambda_i}$ και λ_i ιδιοτιμές του CM.

Επομένως το μη περιστρεφόμενο μοντέλο παραγοντοποίησης είναι:

$$\begin{aligned} X_1 &= a_{11}F_1 + a_{12}F_2 + \cdots + a_{1m}F_m + e_1 \\ X_2 &= a_{21}F_1 + a_{22}F_2 + \cdots + a_{2m}F_m + e_2 \\ &\vdots \\ X_p &= a_{p1}F_1 + a_{p2}F_2 + \cdots + a_{pm}F_m + e_p \end{aligned}$$

όπου $a_{ij} = \sqrt{\lambda_j}b_{ji}$.

3.3.2.2. Περιστροφή

Η διαδικασία αυτή δεν αλλοιώνει την ποιότητα του πίνακα συσχέτισης αλλά επαναπροσδιορίζει την πληροφορία. Η περιστροφή μπορεί να είναι ορθογώνια ή πλάγια.

- Ορθογώνια περιστροφή: Υποθέτει ότι οι υπολογιζόμενοι παράγοντες είναι ασυσχέτιστοι.
- Πλάγια περιστροφή: Υποθέτει ότι οι υπολογιζόμενοι παράγοντες είναι συσχετισμένοι αλλά η διαδικασία αυτή είναι περισσότερο περίπλοκη.

Ο λόγος για τον οποίο γίνεται η περιστροφή των συντεταγμένων, είναι για να γίνει πιο προφανής η συσχέτιση μεταξύ των παραγόντων και των μεταβλητών. Αν θεωρήσουμε $A_{unrotated}$ ότι είναι ο πίνακας που προκύπτει μετά την εξαγωγή των παραγόντων και Γ είναι ένας πίνακας περιστροφής, το νέο περιστρεφόμενο μοντέλο δίνεται από την Εξίσωση 3.6.

$$A_{rotated} = A_{unrotated} \Gamma. \quad (3.6)$$

Συνοψίζοντας τα βήματα ανάλυσης παραγόντων έχουμε:

- Υπολογισμός πίνακα συσχέτισης
- Εξαγωγή παραγόντων
- Περιστροφή παραγόντων
- Ερμηνεία και ορισμός των εξαγόμενων παραγόντων ανάλογα με το πρόβλημα που επιλύουμε

Η ανάλυση παραγόντων αντίθετα με την μέθοδο PCA δεν έχει μοναδική λύση.

3.4. Τεχνικές Fractal

Πολλά φυσιολογικά φαινόμενα όπως η πνευμονική ροή αίματος, η κατανομή των κυττάρων σε φυσιολογικό μυελό των οστών, η κατανομή των κυττάρων σε φυσιολογικά οστά, τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα και τα ηλεκτροεγκεφαλικά

σήματα, παρουσιάζουν παρόμοιες ιδιότητες. Αυτό σημαίνει ότι τα μέρη ενός αντικειμένου μοιάζουν με το σύνολο. Αντικείμενα ή σύνολα στοιχείων που παρουσιάζουν ομοιότητες ονομάζονται fractal. Ο στόχος αυτών των μεθόδων, είναι η αναγνώριση και ποσοτικοποίηση ομοιοτήτων σε σήματα φυσιολογίας. Με τις τεχνικές fractal αποκαλύπτεται πόσο συσχετισμένα ή ετερογενή είναι τα παρατηρηθέντα σήματα. Υπάρχουν διάφορες διαδικασίες για την fractal διάσταση ενός σήματος (η ανάλυση διασποράς (RD) και η ανάλυση διακύμανσης (DFA) είναι δύο απλές τεχνικές που έχουν εφαρμοστεί στην ανάλυση των μεταβλητών σημάτων βάρδισης).

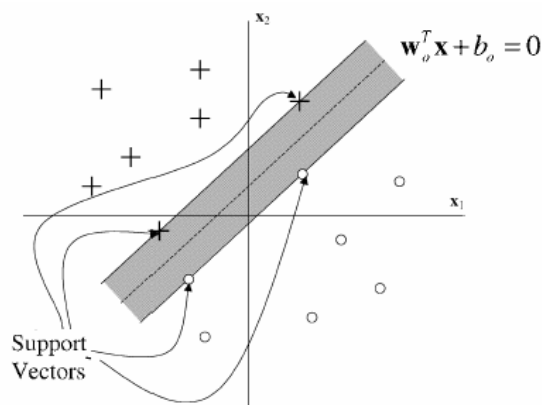
3.5. Μετασχηματισμός wavelet

Παραδοσιακές μέθοδοι ανάλυσης συχνότητας όπως είναι ο μετασχηματισμός Fourier (FT), μας λέει ποια τμήματα συχνότητας περιλαμβάνονται μέσα σε ένα σήμα. Εντούτοις δεν μας λέει ποια χρονική στιγμή συμβαίνουν αυτά τα τμήματα συχνότητας στο παρόν σήμα. Αυτές οι πληροφορίες είναι σημαντικές, αναλύοντας κυρίως τα μη στάσιμα σήματα, όπου η συχνότητα αλλάζει συνεχώς κατά τη διάρκεια του χρόνου. Παραδείγματα μη στάσιμων σημάτων είναι το παροδικό EMG, το EMG μαζί με το 50-80% της μέγιστης εκούσιας συστολής, το EMG που συνδέεται με την τοπική κούραση μυών κατά τη διάρκεια μιας συνεχούς συστολής και τα σήματα ταχύτητας και επιτάχυνσης με απότομες αλλαγές υψηλής συχνότητας. Έχουν υπάρξει δύο βασικά είδη εφαρμογών wavelet στην ανάλυση των στοιχείων βάρδισης. Ένα είναι η εξομάλυνση των σημάτων και ένα δεύτερο είναι η διάκριση σημάτων. Όπως και στις τεχνικές fractal δεν θα αναφερθούμε λεπτομερώς αφού δεν είναι αντικείμενο μελέτης της παρούσης εργασίας.

3.6. Σύστημα διανυσμάτων υποστήριξης (Support Vector Machines)

Μια άλλη κατηγορία συστημάτων ταξινόμησης είναι τα συστήματα διανυσμάτων υποστήριξης (ΣΔΥ – support vectors machines) [62]. Η θεωρία των ΣΔΥ βασίζεται

στον ορισμό ενός βέλτιστου υπερεπιπέδου το οποίο (γραμμικά ή μη γραμμικά) μπορεί να διαχωρίσει τα δεδομένα εκπαίδευσης ώστε να επιτευχθεί η ελάχιστη αναμενόμενη αβεβαιότητα (minimum expected risk). Συγκριτικά με άλλες μεθοδολογίες ταξινόμησης, τα ΣΔΥ επιδιώκουν την ελαχιστοποίηση της εμπειρικής αβεβαιότητας R_{emp} (empirical risk) και ταυτόχρονα την μεγιστοποίηση των αποστάσεων (γεωμετρικά όρια) των σημείων (δεδομένων) από το αντίστοιχο γραμμικό σύνορο απόφασης. Στο Σχήμα 3.2 είναι ένα παράδειγμα διαχωρισμού δύο ομάδων.



Σχήμα 3.2: Παράδειγμα εφαρμογής SVM και δημιουργία ενός επιπέδου που διαχωρίζει τα δεδομένα σε δύο κλάσεις. Με το σταυρό είναι τα δεδομένα που ανήκουν στην κλάση +1 και με τον κύκλο τα δεδομένα της κλάσης -1.

Το R_{emp} ορίζεται ως:

$$R_{emp} = \frac{1}{2l} \sum_{i=1}^l |y_i - f(x_i, a)|, \quad (3.7)$$

όπου $x_i \in R^N$, $i=1, \dots, l$ είναι το διάνυσμα εκπαίδευσης για μια από τις δύο κλάσεις, l είναι ο αριθμός των σημείων εκπαίδευσης, τα $y_i \in \{-1, 1\}$ δηλώνουν την κλάση των x_i και f είναι η συνάρτηση απόφασης. Τα σημεία εκπαίδευσης στον χώρο R^N αντιστοιχίζονται μη γραμμικά σε έναν χώρο F υψηλότερης διάστασης μέσω της συνάρτησης (επιλεγμένη a priori) $\Phi: R^N \rightarrow F$. Σε αυτόν τον χώρο χαρακτηριστικών υπολογίζεται το υπερεπίπεδο λήψης απόφασης. Ο αλγόριθμος εκπαίδευσης

χρησιμοποιεί μόνο το εσωτερικό γινόμενο $\Phi(x_i) \cdot \Phi(x_j)$ στον χώρο F . Σε μια συνάρτηση πυρήνα K για την οποία ισχύει $K(x_i, x_j) = \Phi(x_i) \cdot \Phi(x_j)$, απαιτείται να γνωρίζουμε μόνο το K για την εφαρμογή του αλγορίθμου εκπαίδευσης.

Επιπλέον η συνάρτηση απόφασης ορίζεται ως:

$$f(x) = \sum_{i=1}^l a_i y_i K(x_i, x) + b, \quad (3.8)$$

όπου a_i είναι οι συντελεστές βαρύτητας (weighting factors) και b είναι η πόλωση (bias). Μετά την εκπαίδευση, η συνθήκη $a_i > 0$ ικανοποιείται μόνο για μικρό αριθμό δειγμάτων ενώ για την πλειοψηφία τους ισχύει $a_i = 0$. Με αυτόν τον τρόπο, η τελική συνάρτηση διαχωρισμού εξαρτάται μόνον από ένα μικρό αριθμό διανυσμάτων εκπαίδευσης τα οποία και καλούνται διανύσματα υποστήριξης support – vectors. Η επιλογή του πυρήνα K είναι σημαντική για την επίδοση του συστήματος ταξινόμησης. Οι περισσότεροι γνωστές συναρτήσεις Kernel είναι οι εξής:

Πολυωνυμική βαθμού p :

$$K(x_i, x) = (x_i \cdot x + 1)^p. \quad (3.9)$$

Ακτινική συνάρτηση βάσης Gaussian μορφής:

$$K(x_i, x) = e^{-\|x_i - x\|^2 / 2\sigma^2}, \quad (3.10)$$

όπου σ είναι το εύρος του πυρήνα.

Η διατύπωση της συνάρτησης Kernel περιορίζεται μόνο από το γεγονός ότι πρέπει να ικανοποιεί τη συνθήκη Mercer η οποία λέει ότι για μια συνάρτηση $g(x)$ όπου:

$$\int g(x)^2 dx < \infty$$

ισχύει ότι:

$$\iint K(x, y) g(x) g(y) dx dy^3 \geq 0. \quad (3.11)$$

Στην βιβλιογραφία στην περίπτωση της ανάλυσης βάρδισης τα SVMs έχουν εφαρμοστεί κυρίως για τον διαχωρισμό βάρδισης μεταξύ ατόμων μικρής ηλικίας και ηλικιωμένων, καθώς και για τον διαχωρισμό διαφόρων παθολογικών καταστάσεων.

Ο αλγόριθμος ΣΔΥ που χρησιμοποιήθηκε στο συγκεκριμένο σύστημα κατηγοριοποίησης περιλαμβάνεται στην βιβλιοθήκη LIBSVM [63] και έχει υλοποιηθεί σε Matlab. Εφαρμόστηκε ο πυρήνας Gaussian όπου απαιτείται ο καθορισμός των παραγόντων C (παράγοντας κανονικοποίησης) και $\gamma=1/(2\sigma^2)$ όπου σ η τυπική απόκλιση. Κατά την εκτέλεση του αλγορίθμου δοκιμάστηκαν διαφορετικές τιμές των παραμέτρων $C \in \{10^{-6}, \dots, 10^5\}$ και $\gamma \in \{10^{-6}, \dots, 10\}$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.

ΣΥΛΛΟΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΚΑΙ ΕΞΑΓΩΓΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ

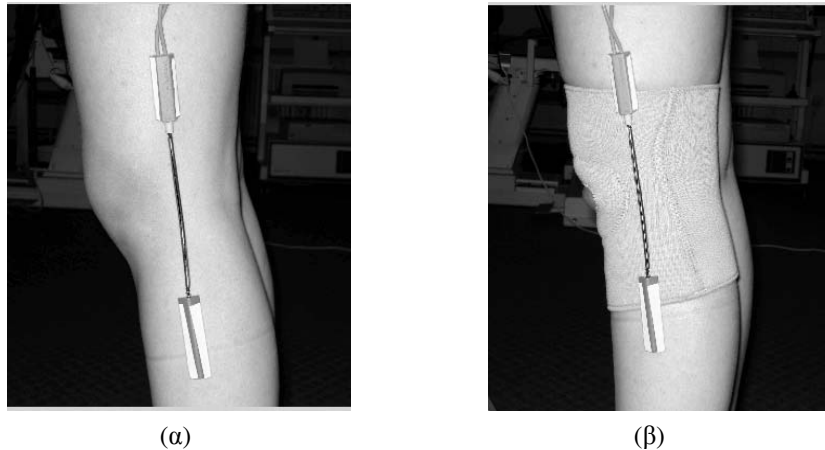
4.1. Συλλογή δεδομένων με χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων

Για την μελέτη της βάρδισης αφιερώθηκε ιδιαίτερος χρόνος στην συλλογή δεδομένων βάρδισης αφού δεν υπάρχουν διαθέσιμες βάσεις δεδομένων. Η συλλογή των δεδομένων έγινε με χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων τα οποία όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 1 προσφέρουν πολλά πλεονεκτήματα αφού είναι κινητά μέρη που μπορούν να τοποθετηθούν σαν φορέσιμες συσκευές και δεν απαιτούν ειδικό χώρο για την λήψη των μετρήσεων (Σχήμα 4.2).

Ο στόχος λήψης των δεδομένων ήταν διπλός: πρώτον να συλλεχθούν δεδομένα βάρδισης για κανονικές και παθολογικές περιπτώσεις ατόμων και δεύτερον να συλλεχθούν δεδομένα βάρδισης για διάφορες ταχύτητες βάρδισης. Η παθολογική κατάσταση αφορούσε άτομα τα οποία έχουν πάθει ρήξη χιαστού με στόχο την διερεύνηση με χρήση δεδομένων βάρδισης της αποκατάστασης της βλάβης. Φυσικά ένα τέτοιο πρόβλημα απαιτεί πολλά δεδομένα, πράγμα το οποίο είναι και το σύνηθες πρόβλημα σε περιπτώσεις μελέτης βάρδισης. Απαιτούνται πάρα πολλά δεδομένα τόσο για υγιή άτομα όσο και για παθολογικά. Η δεύτερη επίσης κατηγορία είναι δυσεύρετη. Έτσι είναι συνηθισμένο στην βιβλιογραφία να χρησιμοποιούνται δεδομένα που προσομοιώνουν κάποια πάθηση, δηλ. να χρησιμοποιούμε υγιή άτομα στα οποία δημιουργούμε πρόβλημα βάρδισης με τεχνητό τρόπο.

Στην δική μας περίπτωση συλλογής δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν μόνο υγιή άτομα. Από αυτά συλλέγονται δεδομένα που αφορούν βάρδιση υπό κανονικές συνθήκες αλλά και σε παθολογικές περιπτώσεις με την τοποθέτηση σε υγιή άτομα επιδέσμου σε ένα από τα δύο άκρα. Η προσομοίωση αυτής της μη κανονικής βάρδισης έγινε μετά από

σύσταση ειδικού ιατρού. Φωτογραφίες λήψης μετρήσεων υπό κανονικές και παθολογικές συνθήκες φαίνονται στο Σχήμα 4.1.



Σχήμα 4.1 Λήψη μετρήσεων σε κανονικές (α) και παθολογικές (β) συνθήκες.

Τα ηλεκτρογωνιόμετρα χρησιμοποιήθηκαν για την μέτρηση των γωνιών του αριστερού και δεξιού άκρου στο μηρό και στο γόνατο.

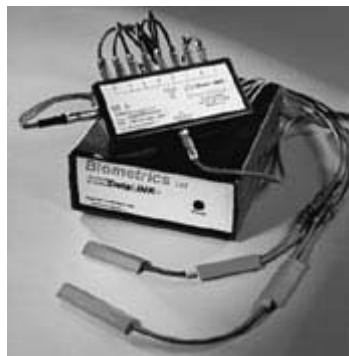
Εκτός από τα τέσσερα αυτά σήματα για κάθε άτομο χρησιμοποιούνται ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά όπως βάρος, ύψος, ηλικία και μήκος ποδιού. Η ηλικία όμως δεν μπορεί στην πραγματικότητα να χρησιμοποιηθεί αφού στις μετρήσεις συμμετείχαν άτομα με ηλικίες από 19-30 ετών. Επίσης δεν χρησιμοποιήθηκε το μήκος ποδιού αφού για τα άτομα τα οποία συμμετείχαν ο λόγος ύψος προς μήκος ποδιού ήταν σχεδόν σταθερός. Τα πειράματα έγιναν με την τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιομέτρων στα σημεία που προαναφέρθηκαν. Τα άτομα μετά την τοποθέτηση των ηλεκτρογωνιομέτρων υποβλήθηκαν σε μετρήσεις βάδισης σε διάφορες ταχύτητες σε αυτόματο κυλιόμενο διάδρομο και κάθε πείραμα είχε διάρκεια 1 λεπτό.

Για την συλλογή των δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν 50 άτομα εκ των οποίων 35 ήταν υγιείς άνδρες και 15 ήταν υγιείς γυναίκες. Βέβαια η βιβλιογραφία έχει δείξει (Κεφάλαιο 2) ότι δεν υπάρχουν διαφορές στην βάδιση μεταξύ φύλων ίδιας περίπου ηλικίας, με αποτέλεσμα να μην δημιουργείται πρόβλημα από την άνιση κατανομή

των δύο φύλων στην βάση. Η τυπική απόκλιση της ηλικίας των ατόμων ήταν 2.7 και η μέση τιμή ήταν 27. Ένα χαρακτηριστικό το οποίο συσχετίζεται με το βάρος και το ύψος του ατόμου και χρησιμοποιήθηκε ως μέτρο στην συλλογή της βάσης είναι το BMI (body mass index) και ορίζεται ως: $BMI = \text{βάρος} / (\text{ύψος}^2)$ και είναι ένας δείκτης με τον οποίο διαπιστώνεται αν ένα άτομο είναι υπέρβαρο. Η τυπική απόκλιση αυτού του χαρακτηριστικού ήταν 2.8 και η μέση τιμή 25. Ένας περιορισμός ο οποίος υπήρχε κατά την συλλογή των δεδομένων, ήταν ότι τα άτομα δεν έπρεπε να έχουν μεγάλο BMI. Ο λόγος για τον οποίο υπάρχει αυτός ο περιορισμός είναι διότι ένα άτομο το οποίο έχει μεγάλο BMI είναι υπέρβαρο και οι μετρήσεις των ηλεκτρογωνιομέτρων απέχουν πολύ από την πραγματική κίνηση των οστών.

Συνοπτικά από την διαδικασία των μετρήσεων ελήφθησαν τα ακόλουθα: Για το πρόβλημα διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση 30 άντρες και 10 γυναίκες από την βάση μετρήθηκαν σε ταχύτητα μεταξύ των 2km/h-6 km/h και στην συνέχεια κάθε άτομο έτρεξε στην ίδια ταχύτητα αλλά με την τοποθέτηση επιδέσμου όπου με την βοήθεια της ιατρικής γνώσης κάθε 10 δευτερόλεπτα στο ένα λεπτό που διαρκούσε το κάθε πείραμα ο γιατρός διαπίστωνε αν η βάδιση ήταν παθολογική ή κανονική. Στο σύνολο ελήφθησαν 80 μετρήσεις εκ των οποίων οι 40 είχαν γίνει με την τοποθέτηση του επιδέσμου, με τον τρόπο που προαναφέραμε.

Για το πρόβλημα διαχωρισμού των ταχυτήτων ελήφθησαν μετρήσεις από 20 άντρες και 10 γυναίκες οι οποίοι έτρεξαν σε τέσσερις διαφορετικές ταχύτητες (2km/h, 4km/h απλή βάδιση, 4km/h jogging και 6km/h τρέξιμο). Συνολικά για αυτό το πρόβλημα πήραμε 120 μετρήσεις.

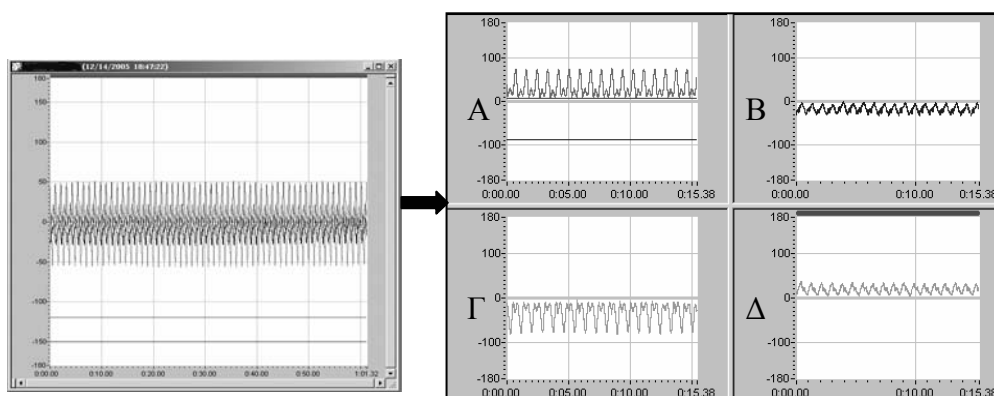


Σχήμα 4.2 Τα ηλεκτρογωνιόμετρα των πειραμάτων μας.

4.2. Ληφθέντα σήματα και εξαγωγή χαρακτηριστικών

Τα σήματα τα οποία λαμβάνονται από τα ηλεκτρογωνιόμετρα (περιοχή γόνατος και μηρού) στην αρχική τους μορφή φαίνονται στο Σχήμα 4.3. Ο άξονας τιμών του y είναι οι γωνίες στην περιοχή του μηρού και του γόνατος από -180° έως 180° και ο άξονας τιμών του x είναι ο χρόνος (sec).

Κατά την μέτρηση παίρνουμε συνολικά τέσσερα σήματα. Αυτά αντιστοιχούν στο δεξί γόνατο, δεξί μηρό (σήματα Γ και Δ στο Σχήμα 4.3) και αριστερό γόνατο, αριστερό μηρό (σήματα Α και Β στο Σχήμα 4.3).



Σχήμα 4.3 :Σήματα τα οποία λαμβάνονται από το σύστημα των ηλεκτρογωνιομέτρων.

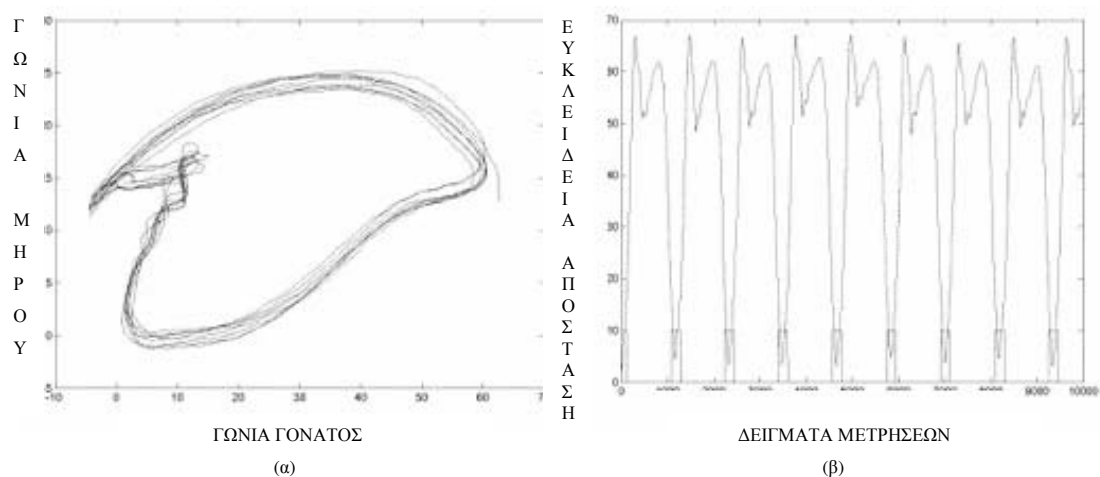
Για την επεξεργασία των σημάτων (καθενός από αυτά) ακολουθούνται τα εξής βήματα:

- Βρίσκεται ο κύκλος βάρδισης,
- Αφαιρείται ο θόρυβος,
- Εξάγονται τα κατάλληλα χαρακτηριστικά,
- Γίνεται ταξινόμηση των σημάτων ανάλογα με την περίπτωση.

Η εξαγωγή των κύκλων βάρδισης γίνεται με την χρήση της δισδιάστατης αναπαράστασης γόνατος – μηρού η οποία ονομάζεται κυκλόγραμμα και θα μελετηθεί αναλυτικά στην συνέχεια του κεφαλαίου, για όλη την χρονική διάρκεια κατά την

οποία γίνεται η μέτρηση (Σχήμα 4.4 (α)). Το κυκλόγραμμα είναι η γραφική αναπαράσταση της γωνίας του μηρού σε σχέση με την γωνία του γόνατος.

Από ένα συγκεκριμένο σημείο αυτής της δισδιάστατης αναπαράστασης βρίσκουμε την Ευκλείδεια απόσταση του σημείου αυτού με όλα τα υπόλοιπα σημεία (Σχήμα 4.4 (β)). Για το σημείο αυτό ολοκληρώνεται ένας κύκλος βάδισης όταν η Ευκλείδεια απόσταση ελαχιστοποιείται. Αυτό σημαίνει ότι οι κύκλοι βάδισης αρχίζοντας από ένα σημείο, διαχωρίζονται παίρνοντας τις ελάχιστες τιμές της αναπαράστασης της Ευκλείδειας απόστασης του σημείου από τα υπόλοιπα σημεία (ελάχιστα σημεία της αναπαράστασης στο Σχήμα 4.4 (β)).



Σχήμα 4.4: (α) Δισδιάστατη αναπαράσταση γόνατος – μηρού και σημείο 'x' από το οποίο θα βρούμε την ευκλείδεια απόσταση αυτού από κάθε σημείο της δισδιάστατης αυτής αναπαράστασης, (β) Αναπαράσταση της ευκλείδειας απόστασης των σημείων του κυκλογράμματος από το σημείο x.

Αφού γίνεται η εύρεση των κύκλων βάδισης, στην συνέχεια ακολουθεί απομάκρυνση του θορύβου (Κεφάλαιο 5) και ακολουθεί η εξαγωγή των χαρακτηριστικών τόσο για το πρόβλημα διαχωρισμού της παθολογικής από την φυσιολογική βάδιση όσο και για τον διαχωρισμό ανάλογα με την ταχύτητα βάδισης του ατόμου.

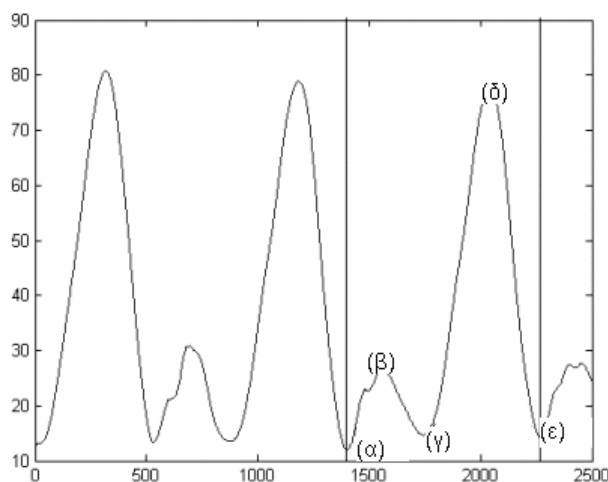
Έχουμε δύο κύριες ομάδες χαρακτηριστικών. Στην πρώτη ομάδα ανήκουν τα χαρακτηριστικά τα οποία εξάγονται από τα σήματα στην περιοχή του γόνατος τόσο από το αριστερό όσο και από το δεξιό άκρο. Η δεύτερη κατηγορία χαρακτηριστικών

είναι αυτή στην οποία γίνεται εξαγωγή χαρακτηριστικών από το κυκλόγραμμα το οποίο όπως προαναφέρθηκε είναι μία διάσταση αναπαράσταση των γωνιών του αριστερού μηρού και αριστερού γόνατος για το αριστερό άκρο και του δεξιού μηρού και δεξιού γόνατος για το δεξιό άκρο.

Σε αυτές τις δύο ομάδες χαρακτηριστικών στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση πήραμε την διαφορά η οποία παρατηρείται στα εξαγόμενα χαρακτηριστικά μεταξύ των δύο άκρων, ενώ στην περίπτωση διαχωρισμού ανάλογα με την ταχύτητα βάδισης πήραμε το μέσο όρο των εξαγόμενων χαρακτηριστικών μεταξύ των δύο άκρων. Αυτό γίνεται διότι η ιατρική γνώση συνιστά την μελέτη αυτών των χαρακτηριστικών για τις δυο αυτές περιπτώσεις.

4.2.1. Χαρακτηριστικά από το σήμα του γόνατος

Πριν αναλύσουμε τα χαρακτηριστικά του σήματος από το γόνατο γίνεται αναφορά σε σημαντικά γεγονότα στο σήμα για ένα κύκλο βάδισης.



Σχήμα 4.5: Σήμα γόνατος κατά την διάρκεια ενός κύκλου και σημαντικά σημεία του σήματος τα οποία αντιπροσωπεύουν γεγονότα του κύκλου βάδισης.

Στο Σχήμα 4.5 φαίνονται τα παρακάτω σημαντικά γεγονότα:

- (α)Σημείο του κύκλου βάρδισης στο οποίο γίνεται η κρούση της πτέρνας με το έδαφος.
- (β)Σημείο το οποίο διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση κατά την φάση στάσης.
- (γ)Σημείο στο οποίο κατά την διάρκεια του κύκλου σταματάει η έκταση στην φάση στάσης και ετοιμάζεται το άκρο για να γίνει η απομάκρυνση δακτύλων, που δεν μπορεί να ανιχνευθεί με τα ηλεκτρογωνιόμετρα εφόσον είναι μία στιγμή μετά το σημείο γ και πριν το σημείο δ.
- (δ)Σημείο κατά το οποίο συμβαίνει η μέγιστη κλίση του άκρου και διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση στην φάση αιώρησης του κύκλου.
- (ε)Αρχή νέου κύκλου βάρδισης.

Ο τρόπος που εντοπίζονται αυτά τα σημεία είναι ο εξής:

Αρχικά εντοπίζονται τα σημεία (δ), καθώς μεταξύ τους απέχουν ένα κύκλο βάρδισης και ξεκινώντας από ένα μέγιστο σημείο βρίσκονται τα επόμενα με χρονική διαφορά ίση του κύκλου βάρδισης (με τον τρόπο εύρεσης του κύκλου βάρδισης που προαναφέρθηκε). Επειδή κάθε κύκλος δεν έχει ακριβώς την ίδια χρονική διάρκεια εφαρμόζουμε ένα μικρό παράθυρο περίπου 50 δειγμάτων για να βρούμε το μέγιστο σημείο. Στην συνέχεια εντοπίζονται τα σημεία (β). Τα σημεία αυτά διαχωρίζουν την κάμψη από την έκταση του γόνατος κατά την φάση στάσης. Από τον χρονισμό της κανονικής βάρδισης αυτό το σημείο βρίσκεται πριν το 50% του κύκλου βάρδισης, με την γνώση ότι η φάση στάσης διαρκεί περίπου 60% του κύκλου βάρδισης. Με αυτό τον περιορισμό βρίσκουμε το μέγιστο σημείο στο πρώτο μισό του κύκλου βάρδισης που αντιστοιχεί στο σημείο (β). Στην συνέχεια το (γ) βρίσκεται ως το ελάχιστο μεταξύ του (β) και του (δ) για τον ίδιο κύκλο βάρδισης ενώ το σημείο (α) είναι το ελάχιστο σημείο μεταξύ του σημείου (β) του ίδιου κύκλου και του σημείου (δ) του προηγούμενου κύκλου βάρδισης.

Αφού εντοπιστούν τα σημαντικά αυτά γεγονότα για το αριστερό και δεξιό γόνατο μπορούμε να εξάγουμε τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά. Το πρόβλημα είναι ότι

έχουμε τέσσερα διαθέσιμα σήματα και ο τρόπος χρήσης των χαρακτηριστικών είναι διαφορετικός για κάθε ένα από τα προβλήματα που μελετάμε.

4.2.1.1. Χαρακτηριστικά από τα σήματα των γονάτων στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση

Τα χαρακτηριστικά τα οποία χρησιμοποιούμε στην περίπτωση της παθολογικής από την φυσιολογική βάδιση για το γόνατο είναι:

- Διαφορά εύρους κίνησης γόνατος από την μέγιστη στην ελάχιστη γωνία για τα δύο άκρα (τα σημεία στο (γ) και (δ) αντίστοιχα).
- Διαφορά εύρους κίνησης γόνατος από την γωνία στην οποία συμβαίνει το γεγονός κρούσης πτέρνας μέχρι την γωνία στην οποία βρίσκεται το σημείο το οποίο διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση του γόνατος κατά την φάση στάσης για τα δύο άκρα (τα σημεία (α) και (β) αντίστοιχα).
- Διαφορά εύρους κίνησης γόνατος από την μέγιστη γωνία μέχρι την γωνία στην οποία βρίσκεται το σημείο το οποίο διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση του γόνατος κατά την φάση στάσης για τα δύο άκρα (τα σημεία (δ) και (β) αντίστοιχα).
- Διαφορά μεταξύ των δύο άκρων του σημείου στο οποίο συμβαίνει κρούση πτέρνας μεταξύ των δύο άκρων.

Όπως παρατηρούμε τα χαρακτηριστικά αφορούν την διαφορά η οποία παρατηρείται μεταξύ των δύο άκρων εκ των οποίων το ένα παρουσιάζει παθολογική συμπεριφορά. Το ίδιο συμβαίνει και για την εξαγωγή χαρακτηριστικών από το κυκλόγραμμα.

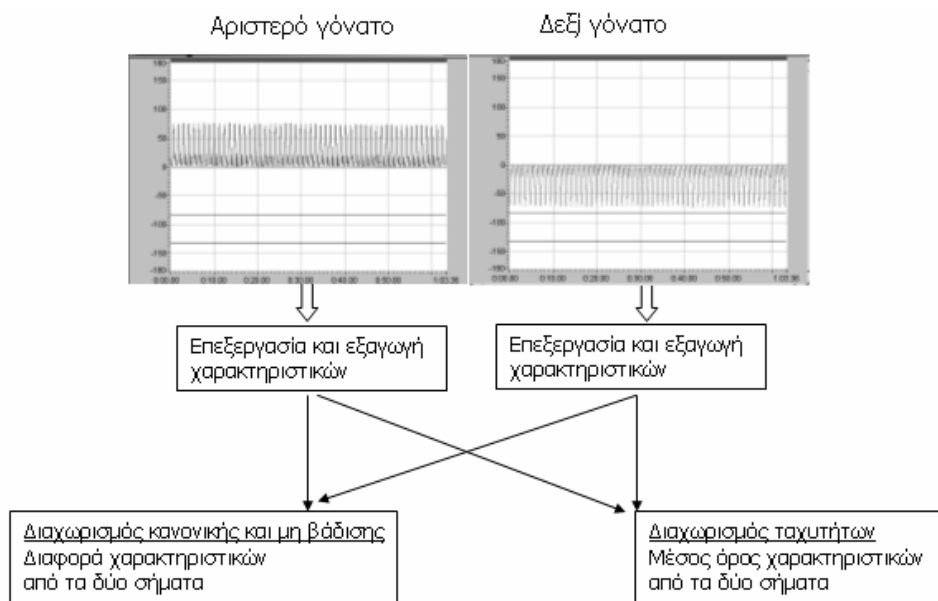
4.2.1.2. Χαρακτηριστικά από τα σήματα των γονάτων στην περίπτωση διαχωρισμού διαφορετικών ταχυτήτων

Τα χαρακτηριστικά δίνονται σύμφωνα με τα σημεία τα οποία έχουν εντοπιστεί στο σήμα από το γόνατο στο Σχήμα 4.5, αλλά τώρα χρησιμοποιούμε το μέσο όρο.

Τα χαρακτηριστικά αυτά είναι:

- Μέσος όρος των γωνιών που αντιστοιχούν στο γεγονός της κρούσης πτέρνας ανάμεσα στα δύο άκρα (το σημείο (α) στο σχήμα).
- Μέσος όρος εύρους κίνησης γόνατος από την μέγιστη στην ελάχιστη γωνία για τα δύο άκρα (τα σημεία στο (γ) και (δ) αντίστοιχα).
- Μέσος όρος εύρους κίνησης γόνατος δύο άκρων από την γωνία στην οποία συμβαίνει το γεγονός κρούσης πτέρνας μέχρι την γωνία στην οποία βρίσκεται το σημείο το οποίο διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση του γόνατος κατά την φάση στάσης (τα σημεία (α) και (β) αντίστοιχα).
- Μέσος όρος της επιτάχυνσης από την μέγιστη στην ελάχιστη γωνία (τα σημεία στο (γ) και (δ) αντίστοιχα).
- Μέσος όρος της επιτάχυνσης από την στιγμή που συμβαίνει το γεγονός διαχωρισμού κάμψης και έκτασης της φάσης στάσης στην μέγιστη γωνία (τα σημεία στο (γ) και (δ) αντίστοιχα).
- Η χρονική διάρκεια ενός κύκλου βάδισης που αντιστοιχεί στον χρόνο από το σημείο (α) στο σημείο (ε).
- Ο αριθμός των βημάτων και από τα δύο άκρα κατά την χρονική διάρκεια ενός λεπτού (cadence).
- Εύρος κίνησης γόνατος από την μέγιστη γωνία μέχρι την γωνία στην οποία βρίσκεται το σημείο το οποίο διαχωρίζει την κάμψη από την έκταση του γόνατος κατά την φάση στάσης (τα σημεία (δ) και (β) αντίστοιχα).

Στο Σχήμα 4.6 φαίνεται σχηματικά η σύντηξη των σημάτων για το γόνατο και για τα δύο προβλήματα που μελετώνται.



Σχήμα 4.6: Διάγραμμα σύντηξης σημάτων γόνατος από τα δύο άκρα για τα δύο προβλήματα που μελετώνται.

4.2.2. Κυκλόγραμμα

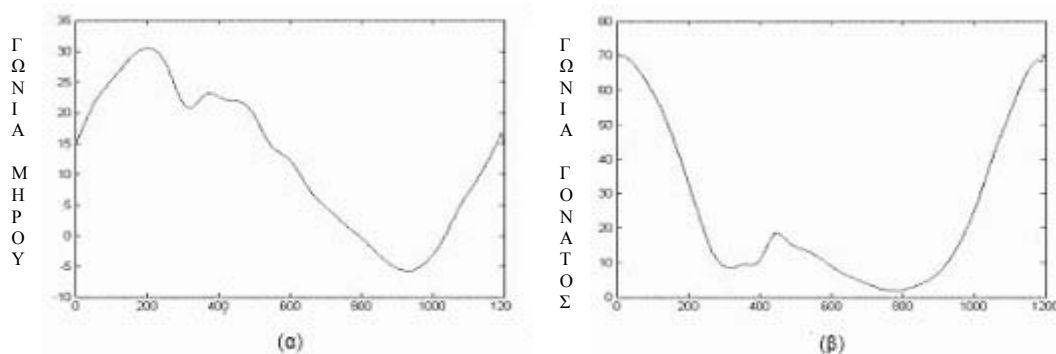
4.2.2.1. Γενικά

Στο Σχήμα 4.7 φαίνεται το κάτω άκρο ενός ατόμου και φαίνεται η κοινή ανάθεση γωνίας που χρησιμοποιείται.



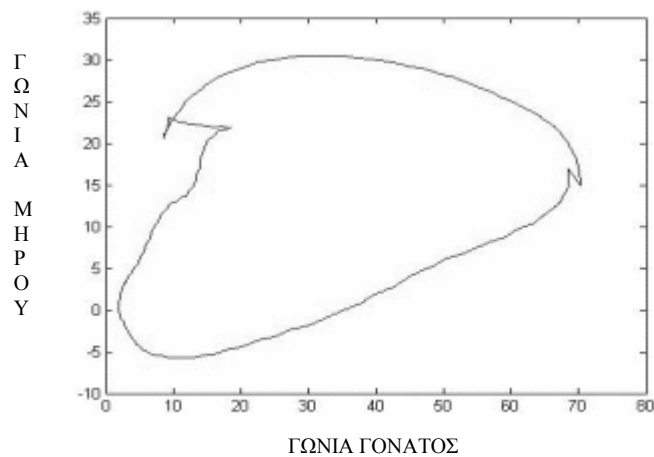
Σχήμα 4.7: Κάτω άκρο ενός υγιούς ατόμου και γωνίες στην περιοχή του μηρού και του γόνατος.

Στο Σχήμα 4.8 φαίνονται τα διαγράμματα χρόνου-γωνίας που αντιστοιχούν στο μηρό (α) και το γόνατο (β) κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάρδιας, θεωρώντας ως αρχή του κύκλου το σημείο που το γόνατο έχει την μέγιστη γωνία.



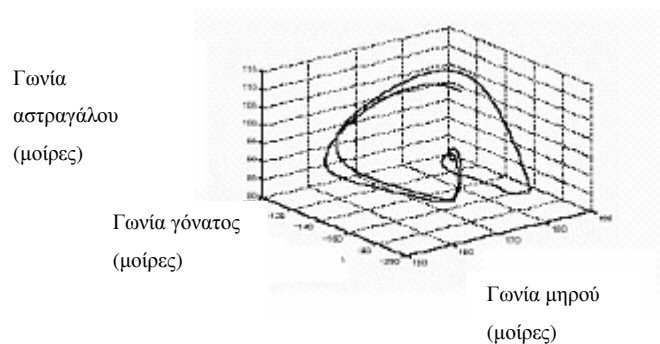
Σχήμα 4.8: Γωνία συναρτήσει του χρόνου για (α) μηρό, (β) γόνατο.

Το κυκλόγραμμα προκύπτει ως το διάγραμμα της γωνίας μηρού ως προς τη γωνία του γόνατος για ένα κύκλο βάρδιας (Σχήμα 4.9). Στο Σχήμα 4.4 (α), φαίνεται μια δισδιάστατη αναπαράσταση γωνίας μηρού και γόνατος για πολλούς κύκλους βάρδιας. Στην παρούσα μελέτη τα χαρακτηριστικά για κάθε ένα κυκλόγραμμα που αντιστοιχεί σε ένα κύκλο βάρδιας βρίσκονται χωριστά και χρησιμοποιούμε το μέσο όρο από όλα τα κυκλόγραμμα τα οποία προκύπτουν κατά την χρονική διάρκεια ενός λεπτού. Επειδή η μελέτη του κυκλογράμματος και η εξαγωγή των χαρακτηριστικών απαιτούν το σχήμα να είναι κλειστό, το σχήμα κλείνει ορίζοντας το αρχικό σημείο ενός κύκλου βάρδιας να έχει την ίδια τιμή στο γόνατο και το μηρό με το τελευταίο σημείο του κύκλου. Κάτι τέτοιο είναι σε απόλυτη συμφωνία με τον ορισμό του κύκλου βάρδιας εφόσον ορίζεται ως το διάστημα χρόνου μεταξύ δύο διαδοχικών εμφανίσεων ενός από τα εναλλασσόμενα γεγονότα του κύκλου βάρδιας. Το κυκλόγραμμα μπορεί να περιγραφεί ως "παραμετρική καμπύλη". Μια παραμετρική καμπύλη λαμβάνεται με άμεσο σχεδιασμό των σχετικών μεταβλητών $x_1(\lambda), x_2(\lambda), \dots, x_n(\lambda)$ όπου κάθε μεταβλητή είναι συνάρτηση μιας παραμέτρου " λ ". Στην περίπτωση του κυκλογράμματος οι γωνίες είναι οι μεταβλητές και ο χρόνος είναι η παράμετρος.



Σχήμα 4.9: Κυκλόγραμμα που αντιστοιχεί στις γωνίες του Σχήματος 4.8 (ένας κύκλος βάδισης).

Το κυκλόγραμμα που μελετάμε είναι δύο διαστάσεων. Υπάρχει η δυνατότητα απεικόνισης τριών διαστάσεων εφόσον πέραν των γωνιών γόνατος και ισχίου στην τρίτη διάσταση χρησιμοποιείται και η γωνία του αστραγάλου. Αυτό γίνεται όταν χρησιμοποιούνται τρεις γωνίες για την ανάλυση βάδισης αντί για δύο που χρησιμοποιούμε στην παρούσα εργασία. Παράδειγμα κυκλογράμματος τριών διαστάσεων φαίνεται στο Σχήμα 4.10.



Σχήμα 4.10: Κυκλόγραμμα τριών διαστάσεων (γωνίες μηρού – γόνατος – αστραγάλου).

Από το κυκλόγραμμα προκύπτουν χαρακτηριστικά τα οποία περιγράφονται παρακάτω και μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην συνέχεια για την ανάλυση βάδισης.

4.2.2.2. Χαρακτηριστικά κυκλογράμματος

Ο προσδιορισμός και η μελέτη κλειστών καμπυλών συχνά ονομάζεται και “αναγνώριση σχημάτων δύο διαστάσεων”. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για την μελέτη αναγνώρισης και προσανατολισμού κλειστών καμπυλών. Θα χρησιμοποιήσουμε τον προσδιορισμό της μορφής και την ταξινόμηση των καμπυλών ανάλογα με τις καταστάσεις που έχουμε να μελετήσουμε με χρήση ροπών.

4.2.2.2.1. Ροπές

Στην βιβλιογραφία οι ροπές έχουν χρησιμοποιηθεί ιδιαίτερα σε αλγορίθμους για την απομάκρυνση θορύβου καθώς και την μελέτη βάδισης σε διαφορετικές κλίσεις εδάφους. Υπάρχουν ροπές πολλών διαστάσεων. Εμείς θα κάνουμε χρήση ροπών δύο διαστάσεων [64].

Οι ροπές δύο διαστάσεων τάξης $(p+q)$ μιας καμπύλης μήκους L σε ένα επίπεδο x,y ορίζονται ως:

$$M_{pq} = \int_0^L x^p \cdot y^q dl. \quad (4.1)$$

Στο κυκλόγραμμα του κύκλου βάδισης $x=\theta_h$ και $y=\theta_k$ όπου θ_h η γωνία του μηρού και θ_k η γωνία του γόνατος. Το αρχικό σημείο σε ένα κυκλόγραμμα ορίζεται να έχει μήκος $L=0$. Η Εξίσωση (4.1) μπορεί να τροποποιηθεί για n γραμμικά τμήματα τα οποία στο άθροισμά τους μας δίνουν το τελικό κυκλόγραμμα:

$$M_{pq} = \sum_{i=1}^n \int_0^{L_i} x^p \cdot y^q dl = \sum_{i=1}^n \mu^i(p, q). \quad (4.2)$$

Σε αυτή την σχέση L_i είναι το μήκος του i -στού τμήματος και

$$\mu^i(p, q) = \int_0^{L_i} x^p \cdot y^q dl = \int_{\min(x_i, x_{i+1})}^{\max(x_i, x_{i+1})} x^p \cdot y^q \sqrt{(1+s_i^2)} dx, \quad (4.3)$$

όπου το s_i είναι η κλίση του i -στού τμήματος. Εδώ πρέπει να χρησιμοποιηθούν με προσοχή τα όρια από την μικρότερη στην μεγαλύτερη τιμή μεταξύ δύο σημείων x_i και x_{i+1} .

Για την σταθερά $\sqrt{(1+s_i^2)}$ μπορούμε να την θέσουμε ως t_i και να την βγάλουμε έξω από το ολοκλήρωμα:

$$\sqrt{(1+s_i^2)} = t_i. \quad (4.4)$$

Η μεταβλητή y του i τμήματος μπορεί να καθοριστεί ως:

$$y = s_i \cdot x + (y_i - s_i \cdot x_i) = s_i \cdot x + u_i \quad (4.5)$$

Στην Εξίσωση (4.5) θέσαμε $u_i = (y_i - s_i \cdot x_i)$.

Με αυτό το μετασχηματισμό πλέον το ολοκλήρωμά μας παίρνει την παρακάτω μορφή:

$$\mu^i(p, q) = t_i \int_{\min(x_i, x_{i+1})}^{\max(x_i, x_{i+1})} x^p (s_i x + u_i)^q dx, \quad (4.6)$$

το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό του M_{pq} .

4.2.2.2.2. Περίμετρος κυκλογράμματος

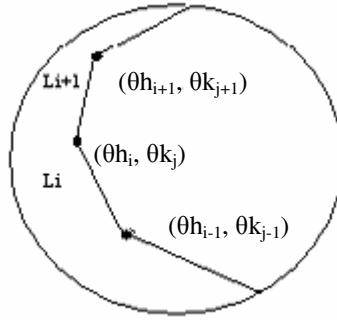
Η περίμετρος του κυκλογράμματος είναι η ροπή M_{00} . Αυτό θα το αποδείξουμε με υπολογισμό της περιμέτρου, χωρίζοντας το κυκλόγραμμα σε n ίσου μήκους τμήματα. Το μήκος του τμήματος μεταξύ δύο σημείων του κυκλογράμματος (x_i, y_i) και (x_{i+1}, y_{i+1}) όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.11 είναι:

$$L_i = \sqrt{(\theta_{h_{i+1}} - \theta_{h_i})^2 + (\theta_{k_{i+1}} - \theta_{k_i})^2}. \quad (4.7)$$

Η συνολική περίμετρος του κυκλογράμματος είναι το άθροισμα των L_i , δηλαδή

$$L = \sum_{i=1}^n L_i, \quad (4.8)$$

το οποίο είναι ίσο με την ροπή M_{00} [64], δηλαδή $M_{00} = L = \sum_{i=1}^n L_i$.



Σχήμα 4.11: Περίμετρος κυκλογράμματος αν αυτή θεωρηθεί ότι αποτελείται από μικρά ευθύγραμμα τμήματα.

4.2.2.3. Κυκλικότητα κυκλογράμματος

Η κυκλικότητα ενός σχήματος είναι ένα μέτρο με το οποίο διαπιστώνεται πόσο ομαλό και πόσο κοντά σε έναν κύκλο είναι ένα σχήμα. Είναι συνάρτηση τόσο της περιμέτρου όσο και του εμβαδού του σχήματος. Για να βρούμε την κυκλικότητα του κυκλογράμματος εκτός από την περίμετρο απαιτείται και η εύρεση του εμβαδού. Η εύρεση του εμβαδού γίνεται αθροίζοντας τα επιμέρους εμβαδά ανά δύο των σημείων του κυκλογράμματος. Όταν η φορά του κυκλογράμματος είναι αριστερόστροφη (εύρεση εμβαδού μεταξύ ενός i και ενός $i+1$ σημείου με $x_i < x_{i+1}$) το εμβαδόν αυτό είναι θετικό και όταν είναι δεξιόστροφη (εύρεση εμβαδού μεταξύ ενός i και ενός $i+1$ σημείου με $x_i > x_{i+1}$) το εμβαδόν είναι αρνητικό. Το συνολικό εμβαδόν προκύπτει από το άθροισμα των επιμέρους εμβαδών, δηλ:

$$A = \sum_{i=1}^n a_i. \quad (4.9)$$

Στην βιβλιογραφία δίνονται πολλοί τύποι που συσχετίζουν το εμβαδόν και την περίμετρο του.

Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιείται η σχέση:

$$\gamma = \frac{(4 \cdot \pi \cdot (A))}{(L)^2}, \quad (4.10)$$

όπου γ είναι η κυκλικότητα του κυκλογράμματος. Ο λόγος που χρησιμοποιούμε αυτή την σχέση είναι διότι το γ είναι μονάδα στην περίπτωση κύκλου ενώ αν έχει τιμή μεγαλύτερη της μονάδας σημαίνει ότι το κυκλόγραμμα είναι πιο κυκλικό. Ως παράδειγμα αναφέρουμε ότι για ένα τετράγωνο και ένα ισόπλευρο τρίγωνο οι τιμές είναι $\frac{4}{\pi}$ και $\frac{3 \cdot \sqrt{3}}{\pi}$ αντίστοιχα [64].

4.2.2.4. Κέντρο μάζας κυκλογράμματος-βέλτιστη προσαρμοζόμενη έλλειψη

Το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος ορίζεται σε σχέση με τις ροπές M_{00} , M_{10} και M_{01} . Για ένα κυκλόγραμμα το κέντρο μάζας $(\theta_{hcm}, \theta_{kcm})$ δίνεται αντίστοιχα από τους τύπους [64]:

$$\theta_{xcm} = \frac{M_{10}}{M_{00}}, \quad (4.11)$$

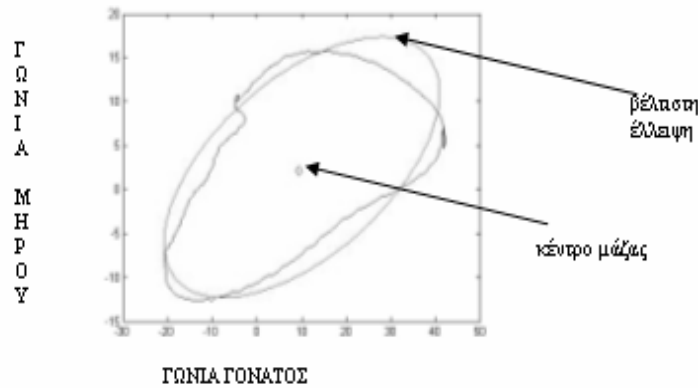
και

$$\theta_{ycm} = \frac{M_{01}}{M_{00}}. \quad (4.12)$$

Ένας τρόπος για να οριστεί η εκκεντρότητα ενός κυκλογράμματος είναι να δημιουργήσουμε την βέλτιστη προσαρμοζόμενη έλλειψη στο σχήμα. Σε αυτή την περίπτωση βρίσκουμε την βέλτιστη έλλειψη δεδομένου ενός συνόλου σημείων που στην περίπτωσή μας είναι τα σημεία που αντιστοιχούν στις γωνίες του μηρού και του γόνατος. Η βέλτιστη έλλειψη βρίσκεται με την χρήση του κριτηρίου των ελαχίστων τετραγώνων θεωρώντας ως σημεία στα οποία θέλουμε να δημιουργήσουμε βέλτιστη εφαπτόμενη έλλειψη αυτά του κυκλογράμματος. Από αυτή την έλλειψη θα χρησιμοποιήσουμε την εκκεντρότητα:

$$\sqrt{1 - (a^2 / b^2)}, \quad (4.13)$$

όπου a και b ο μικρός και ο μεγάλος άξονας της έλλειψης. Ο αλγόριθμος δίνεται αναλυτικά στο Παράρτημα Β. Στο Σχήμα 4.12 βλέπουμε ένα παράδειγμα κυκλογράμματος και την βέλτιστη έλλειψη. Ο ρόμβος απεικονίζει το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος.



Σχήμα 4.12: Κυκλόγραμμα, βέλτιστη έλλειψη και κέντρο μάζας.

4.2.3. Χαρακτηριστικά κυκλογράμματος

Για τα δύο προβλήματα ταξινόμησης τα οποία έχουμε η χρήση των χαρακτηριστικών του κυκλογράμματος έγινε ανάλογα με το σήμα γόνατος.

4.2.3.1. Χαρακτηριστικά κυκλογράμματος στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση

Κάθε κύκλος βάδισης αντιστοιχεί σε ένα κυκλόγραμμα. Για κάθε άκρο βρίσκουμε το μέσο όρο των χαρακτηριστικών από τα κυκλογράμματα τα οποία προκύπτουν σε χρονική διάρκεια ενός λεπτού. Ο αριθμός των κυκλογραμμάτων για τα δύο άκρα είναι ίδιος εφόσον όσα βήματα γίνονται από το αριστερό άκρο σε ένα χρονικό διάστημα τόσα γίνονται και από το δεξιό άκρο για το ίδιο χρονικό διάστημα. Ο συνολικός αριθμός όμως διαφέρει τόσο για το ίδιο το άτομο αν είναι διαφορετική η ταχύτητα, όσο και μεταξύ διαφορετικών ατόμων εφόσον ο τρόπος με τον οποίο περπατάμε έχει να κάνει άμεσα με το ύψος, το βάρος, το μήκος ποδιού, την ηλικία και άλλα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά.

Για την περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση όπως και στην περίπτωση εξαγωγής χαρακτηριστικών από το γόνατο χρησιμοποιούμε τις διαφορές που παρουσιάζονται μεταξύ των δύο άκρων.

Αυτά τα χαρακτηριστικά είναι:

- Διαφορά περιμέτρου κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Διαφορά εμβαδού κυκλογράμματος των δύο άκρων .
- Διαφορά συντεταγμένης x του κέντρου μάζας του κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Διαφορά συντεταγμένης y του κέντρου μάζας του κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Διαφορά κυκλικότητας κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Διαφορά εκκεντρότητας βέλτιστης έλλειψης κυκλογράμματος των δύο άκρων.

4.2.3.2. Χαρακτηριστικά κυκλογράμματος στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων

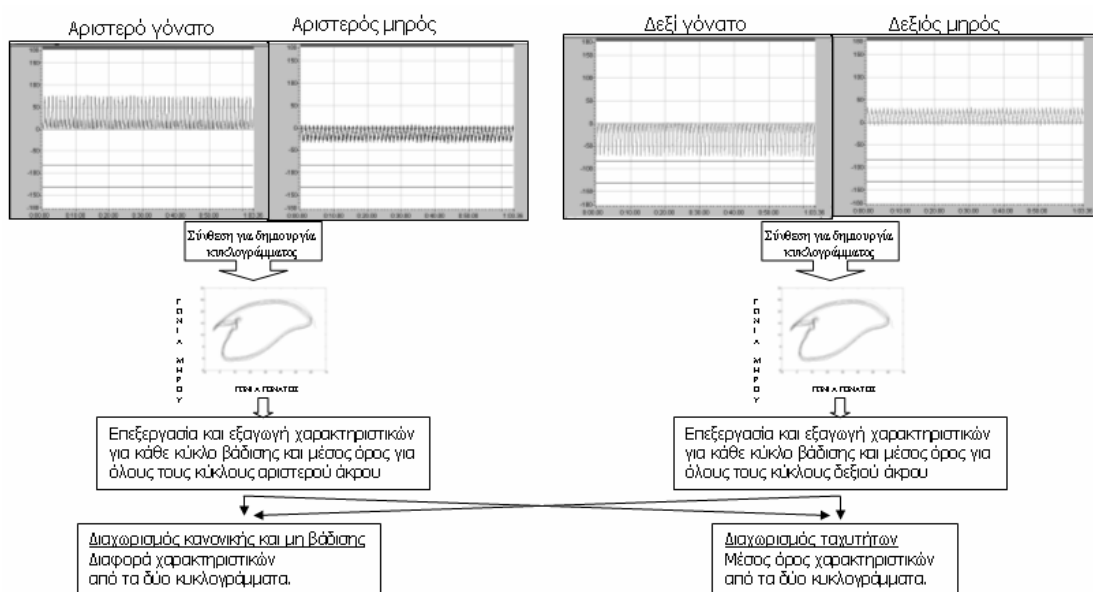
Σε αυτή την περίπτωση όπως και στην περίπτωση εξαγωγής χαρακτηριστικών από το σήμα του γόνατος, παίρνουμε το μέσο όρο των χαρακτηριστικών από τα δύο άκρα. Εργαζόμαστε όπως και προηγουμένως στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση, χρησιμοποιώντας το μέσο όρο των χαρακτηριστικών που προκύπτουν από τα κυκλογράμματα για κάθε άκρο, τα οποία δημιουργούνται σε χρονικό διάστημα ενός λεπτού.

Τα χαρακτηριστικά είναι:

- Μέσος όρος περιμέτρου κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Μέσος όρος εμβαδού κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Μέσος όρος συντεταγμένης x του κέντρου μάζας του κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Μέσος όρος συντεταγμένης y του κέντρου μάζας του κυκλογράμματος των δύο άκρων.
- Μέσος όρος κυκλικότητας κυκλογράμματος των δύο άκρων.

- Μέσος όρος εκκεντρότητας βέλτιστης έλλειψης κυκλογράμματος των δύο άκρων.

Στο Σχήμα 4.13 φαίνεται η σύντηξη των σημάτων από τα τέσσερα πλέον σήματα (αριστερό γόνατο, αριστερός μηρός, δεξί γόνατο, δεξί μηρός), και πως χρησιμοποιήθηκαν για κάθε μία από τις δύο περιπτώσεις τις οποίες μελετήσαμε.



Σχήμα 4.13: Διάγραμμα σύντηξης κυκλογραμμάτων από τα δύο άκρα για τα δύο προβλήματα.

4.2.4. Σύνοψη

Για την περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάρδιση έχουμε τέσσερα χαρακτηριστικά που προκύπτουν από τα σήματα των γονάτων και έξη χαρακτηριστικά από το κυκλόγραμμα. Στο σύνολο προκύπτουν δέκα χαρακτηριστικά στα οποία όμως προστίθενται τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά ύψος και βάρος.

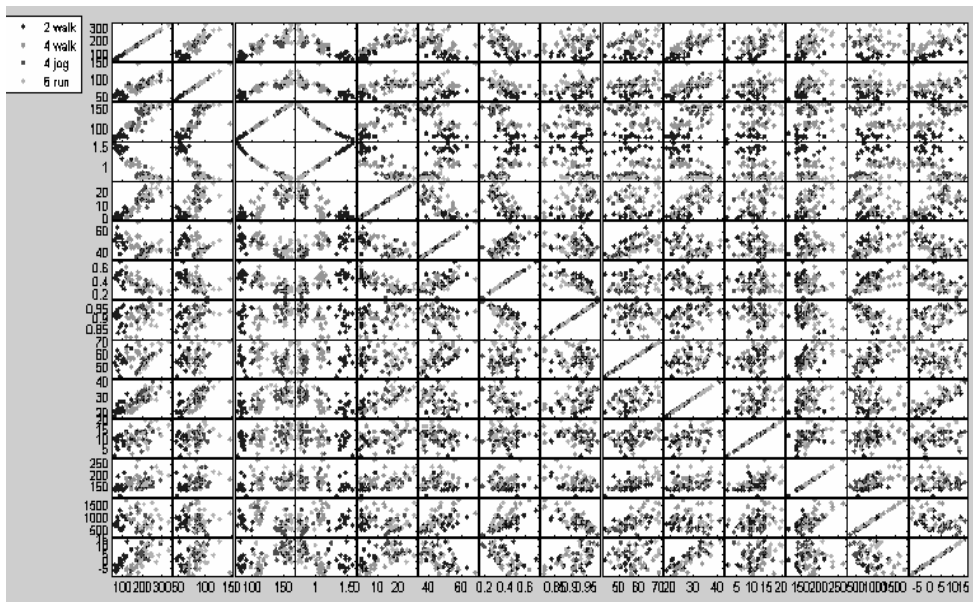
Για την περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων έχουμε οκτώ χαρακτηριστικά που προκύπτουν από τα σήματα των γονάτων και έξη χαρακτηριστικά από το κυκλόγραμμα. Στο σύνολο υπάρχουν 14 χαρακτηριστικά στα οποία όμως προστίθενται τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά ύψος και βάρος.

Εδώ θα πρέπει να διευκρινιστεί ότι στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση δεν χρησιμοποιήσαμε τα τέσσερα επιπλέον από τα σήματα των γονάτων τα οποία είναι οι δύο επιταχύνσεις, τα βήματα ανά δευτερόλεπτο και ο χρόνος του κύκλου βάδισης. Ο λόγος είναι ότι αυτά τα χαρακτηριστικά μεταβάλλονται μόνο στην περίπτωση που έχουμε διαφορετική ταχύτητα. Αυτό το βλέπουμε αν αναπαραστήσουμε ανά δύο τα χαρακτηριστικά στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση, όπως φαίνεται και από το Σχήμα 4.14. Τα τέσσερα αυτά χαρακτηριστικά είναι τα τέσσερα πρώτα στο Σχήμα 4.14 (βελάκι με διακεκομμένη γραμμή).



Σχήμα 4.14: Αναπαράσταση ανά δύο των χαρακτηριστικών στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση.

Στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων θα μπορούσε να αναρωτηθεί κάποιος αν θα ήταν αρκετά κάποια χαρακτηριστικά όπως είναι τα βήματα ανά δευτερόλεπτο και ο κύκλος βάδισης. Αυτό θα ήταν κάτι το οποίο θα γινόταν αν είχαμε δύο ή τρεις από τις τέσσερις ταχύτητες τις οποίες διαχωρίζουμε. Η συμπεριφορά αυτών των χαρακτηριστικών στην περίπτωση του τρεξίματος στα 6km/h και του τρεξίματος στα 4km/h είναι παρόμοια με αποτέλεσμα να μην είναι αρκετά αυτά τα χαρακτηριστικά για να γίνει διαχωρισμός. Στο Σχήμα 4.15, βλέπουμε τα χαρακτηριστικά ανά δύο για την περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων.



Σχήμα 4.15: Αναπαράσταση ανά δύο των χαρακτηριστικών στην περίπτωση διαχωρισμού διαφορετικών ταχυτήτων.

5.1. Μεθοδολογία

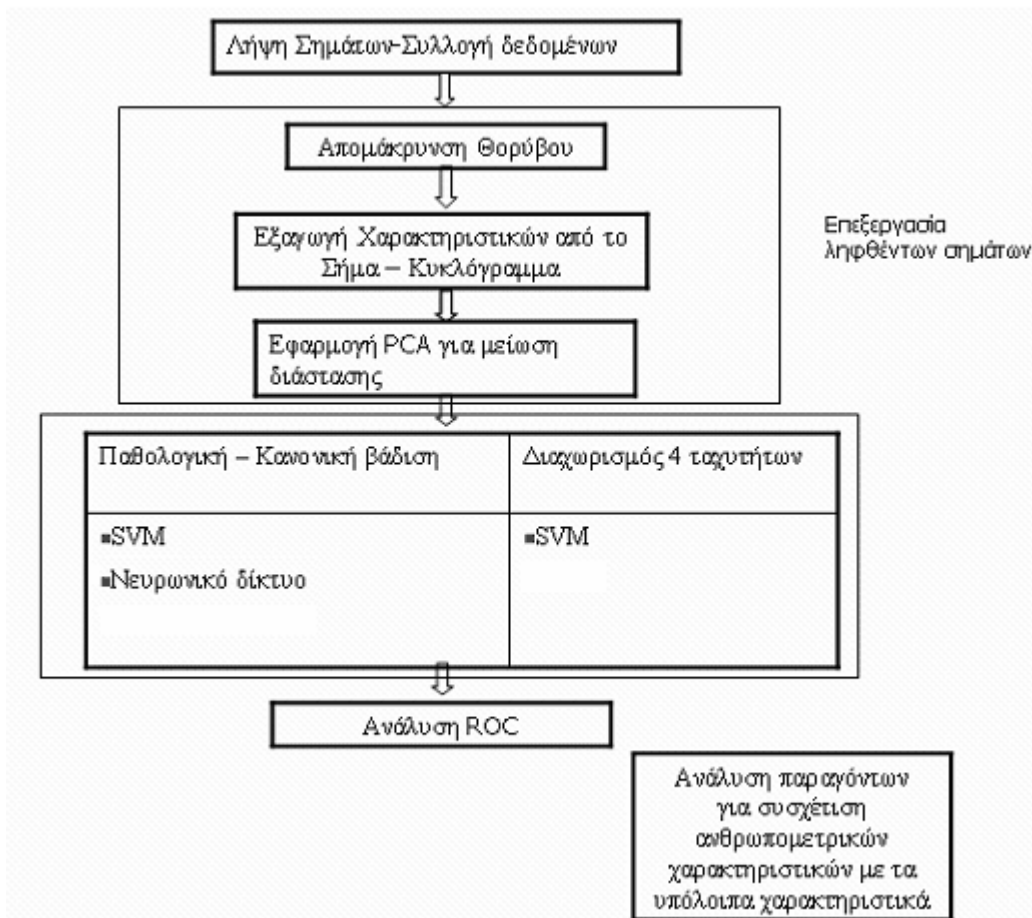
Στην παρούσα εργασία μας απασχολούν τρία προβλήματα:

- το πρώτο είναι ο διαχωρισμός παθολογικής από τη φυσιολογική βάδιση,
- το δεύτερο είναι ο διαχωρισμός ταχυτήτων,
- το τρίτο είναι το πώς επηρεάζουν τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά βάρος και ύψος τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά της βάδισης.

Η εργασία περιλαμβάνει τέσσερα σημαντικά στάδια:

- Το πρώτο αφορά τη συλλογή των σημάτων και τη δημιουργία των πρωτογενών δεδομένων που μας απασχόλησε στο Κεφάλαιο 4.
- Το δεύτερο στάδιο αφορά την επεξεργασία των ληφθέντων σημάτων. Σε αυτό συμπεριλαμβάνονται η απομάκρυνση θορύβου, η εξαγωγή των χαρακτηριστικών και η εφαρμογή PCA στα εξαγόμενα χαρακτηριστικά. Στο Κεφάλαιο 4 περιγράφονται τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται.
- Το τρίτο στάδιο αφορά την ταξινόμηση για τα δύο προβλήματα του διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση και διαχωρισμού με βάση την ταχύτητα. Η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων γίνεται με ανάλυση ROC. Οι ταξινομητές που χρησιμοποιήθηκαν περιγράφονται στο Κεφάλαιο 3.
- Το τέταρτο και τελευταίο στάδιο αφορά την συσχέτιση των χαρακτηριστικών της βάδισης τα οποία χρησιμοποιήσαμε για την περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων με τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά ύψος και βάρος.

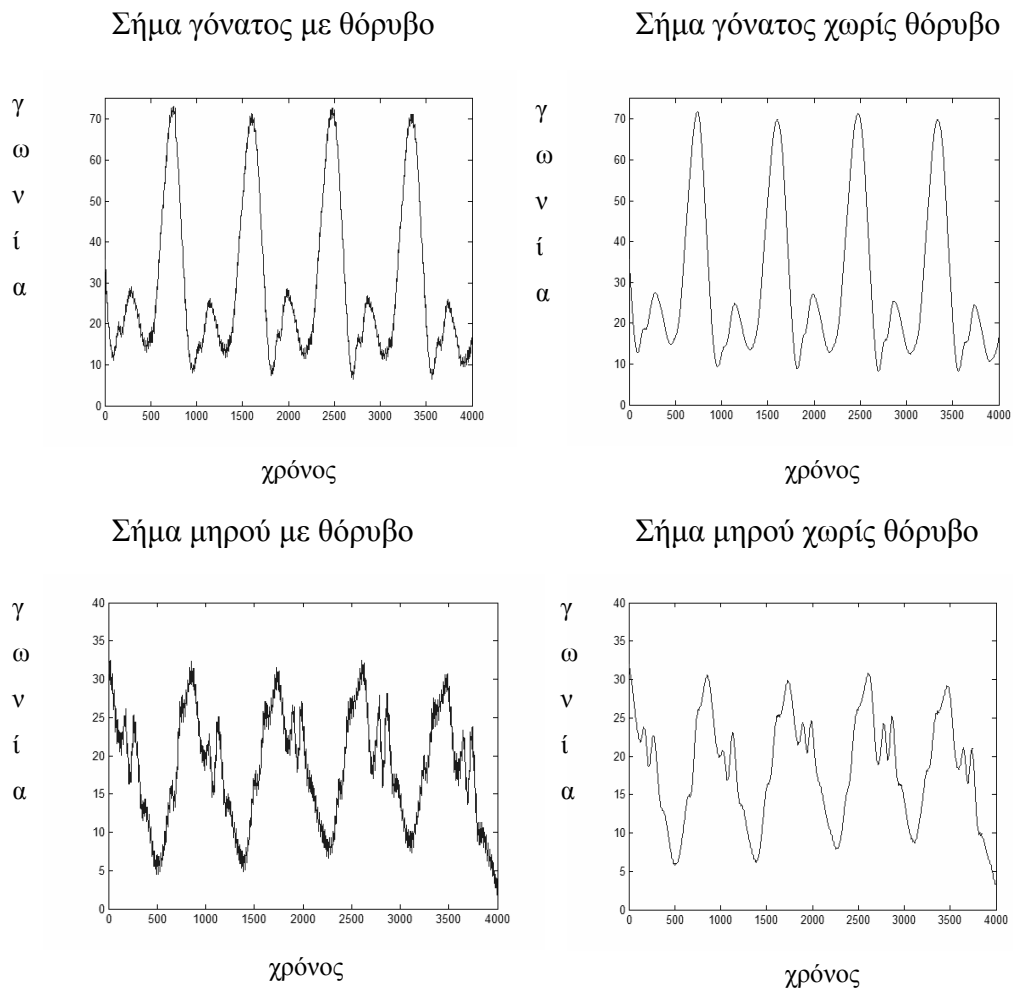
Στο Σχήμα 5.1 φαίνονται τα βήματα της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε.



Σχήμα 5.1: Διάγραμμα μεθοδολογίας την οποία ακολουθήσαμε.

5.2. Απομάκρυνση θορύβου – Εφαρμογή PCA

Για την απομάκρυνση του θορύβου χρησιμοποιείται SVD (δίνονται λεπτομέρειες στο Κεφάλαιο 3). Ο πίνακας τον οποίο χρησιμοποιούμε στην SVD, είναι ένας πίνακας ο οποίος έχει τόσες γραμμές όσοι είναι και οι κύκλοι βάδισης οι οποίοι σχηματίζονται κατά την διάρκεια του ενός λεπτού. Η εφαρμογή έγινε και για τα τέσσερα σήματα τα οποία λαμβάνονται σε κάθε πείραμα. Για την επιλογή των πιο σημαντικών singular values χρησιμοποιήθηκαν τα κριτήρια Akaiik information criterion (aic) και minimum description length (mdl). Στο Σχήμα 5.2 βλέπουμε τα αποτελέσματα για το μηρό και το γόνατο του ενός άκρου. Το μέσο τετραγωνικό σφάλμα της αποκοπής είναι κατά μέσο όρο στα σήματα 0.4.



Σχήμα 5.2: Εφαρμογή SVD για απομάκρυνση του θορύβου.

5.3. Εξαγωγή χαρακτηριστικών – μείωση διάστασης

Μετά την απομάκρυνση του θορύβου ακολουθεί η διαδικασία εξαγωγής των χαρακτηριστικών (Κεφάλαιο 4). Μετά την εξαγωγή των χαρακτηριστικών εφαρμόζεται PCA για την μείωση της διάστασης του χώρου των χαρακτηριστικών.

Στην περίπτωση διαχωρισμού της παθολογικής από την φυσιολογική βάδιση από τα 12 χαρακτηριστικά τα οποία είχαμε αρχικά (με τα ανθρωπομετρικά), μετά την εφαρμογή της PCA μειώθηκε η διάσταση σε 5 νέα χαρακτηριστικά.

Στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων από τα 16 χαρακτηριστικά (με τα ανθρωπομετρικά) τα οποία είχαμε αρχικά, μετά την εφαρμογή της PCA, μειώθηκε η διάσταση του χώρου των χαρακτηριστικών δίνοντας 6 νέα χαρακτηριστικά.

5.4. Ταξινόμηση

Μετά την επεξεργασία γίνεται ταξινόμηση (με βάση την παθολογική ή μη κατάσταση και τις ταχύτητες). Η αξιολόγηση της επίδοσης των ταξινομητών έγινε με ανάλυση ROC.

Στην περίπτωση διαχωρισμού της παθολογικής από την κανονική βάρδιση χρησιμοποιήθηκαν οι ακόλουθοι ταξινομητές:

- Ένα νευρωνικό δίκτυο με 5 εισόδους, μία έξοδο (συνάρτηση ενεργοποίησης tansig) και ένα κρυμμένο επίπεδο 10 νευρώνων.
- Ένα μη γραμμικό SVM με χρήση σιγμοειδή πυρήνα.

Στην περίπτωση διαχωρισμού διαφορετικών ταχυτήτων χρησιμοποιήθηκε:

- Ένα μη γραμμικό SVM με χρήση σιγμοειδή πυρήνα.

Στην περίπτωση του νευρωνικού δικτύου και του SVM, ο διαχωρισμός του συνόλου εκπαίδευσης από το σύνολο ελέγχου έγινε χωρίζοντας τα δεδομένα μισά μισά και κάνοντας πολλά πειράματα με τυχαίο κάθε φορά περιεχόμενο παίρνοντας τελικά το μέσο όρο των αποτελεσμάτων. Ο λόγος για τον οποίο κάναμε το διαχωρισμό με αυτόν τον τρόπο είναι ο εξής. Επειδή δεν έχουμε πολύ μεγάλο αριθμό δεδομένων, ένας άνισος διαχωρισμός ενδεχομένως θα είχε δύο όψεις. Αν είχαμε περισσότερα δεδομένα στο σύνολο εκπαίδευσης θα μειώναμε την αξιοπιστία του συστήματος, ενώ αν είχαμε λιγότερα δεδομένα στο σύνολο εκπαίδευσης από το σύνολο ελέγχου θα εκπαιδευόταν το σύστημά μας σε περιορισμένο χώρο δίνοντας χειρότερα αποτελέσματα.

Η αρχιτεκτονική του νευρωνικού δικτύου καθώς και η επιλογή του σιγμοειδή πυρήνα για την περίπτωση του ταξινομητή SVM, έγινε μετά από ένα πλήθος πειραμάτων,

κρατώντας αυτά που μας έδιναν τα καλύτερα αποτελέσματα. Για την περίπτωση του νευρωνικού μελετήθηκε η συμπεριφορά του δικτύου για πλήθος νευρώνων 5-40 με ένα κρυμμένο επίπεδο. Η εκπαίδευση του νευρωνικού δικτύου έγινε με τον αλγόριθμο back-propagation. Στην περίπτωση του ταξινομητή SVM μεταξύ των δύο πιο σημαντικών πυρήνων μέσα από την βιβλιογραφία (σιγμοειδής, πολυωνυμικός), τα καλύτερα δόθηκαν με την χρήση του σιγμοειδή πυρήνα.

5.4.1. Ταξινόμηση για την περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση

Όπως προαναφέραμε στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από φυσιολογική βάδιση χρησιμοποιήθηκαν δύο ταξινομητές: NN και SVM. Για να μελετήσουμε πόσο καλά γίνεται ο διαχωρισμός σε κάθε έναν από τους δύο ταξινομητές ακολούθησε ανάλυση ROC για την περίπτωση όπου έχουμε στο σύνολο των χαρακτηριστικών και τα ανθρωπομετρικά ύψος και βάρος.

Ορίζονται οι ακόλουθες ποσότητες:

TP: ο ταξινομητής διαχωρίζει ως παθολογικά δεδομένα τα οποία είναι παθολογικά

FN: ο ταξινομητής διαχωρίζει ως μη παθολογικά δεδομένα τα οποία είναι παθολογικά

FP: ο ταξινομητής διαχωρίζει ως παθολογικά δεδομένα τα οποία είναι μη παθολογικά

TN: ο ταξινομητής διαχωρίζει ως μη παθολογικά δεδομένα τα οποία είναι μη παθολογικά

Τα μέτρα αξιολόγησης των ταξινομητών είναι τα ακόλουθα:

Ευαισθησία (Sensitivity)= $TP/(TP+FN)$

Εξειδίκευση (Specificity)= $TN/(FP+TN)$

Ακρίβεια (Accuracy)= $(TP+TN)/(TP+TN+FP+FN)$

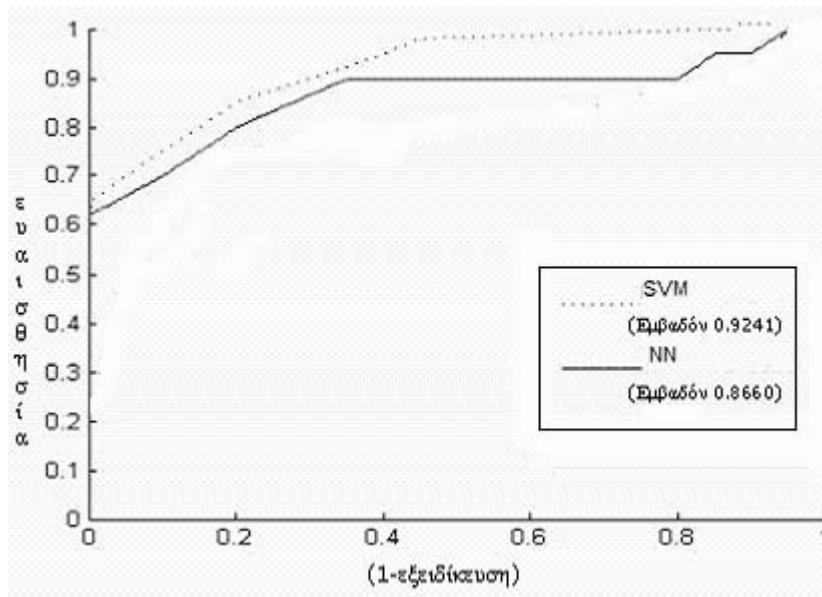
Στον Πίνακα 5.1 δίνονται τα αποτελέσματα όσον αφορά την επίδοση των ταξινομητών.

Πίνακας 5.1: Επίδοση ταξινομητών στην περίπτωση που συμπεριλαμβάνονται στην ταξινόμηση το ύψος και το βάρος.

Αλγόριθμος	Ευαισθησία	Εξειδίκευση	Ακρίβεια
SVMs (μη γραμμικός C=0.0313 και $\gamma=3$)	0.95	0.9	0.925
NN (1 κρυμμένο επίπεδο)	0.85	0.9	0.875

Η ευαισθησία εκφράζει την πιθανότητα ένας ασθενής να έχει θετικό τεστ κατά την εξέταση, ενώ η εξειδίκευση είναι η πιθανότητα ένα υγιές άτομο να έχει αρνητικό τεστ. Η ευαισθησία και η εξειδίκευση ενός προβλήματος ταξινόμησης εξαρτάται από την τιμή του κατωφλίου πάνω από το οποίο το πρόβλημα θεωρείται μη φυσιολογικό. Αν αυξηθεί αυτό το κατώφλι ο αριθμός των FP μειώνεται σημαντικά αλλά αυξάνεται ο αριθμός των FN. Το κατώφλι αυτό είναι κάτι το οποίο ο καθορίζει ο γιατρός και εξαρτάται από το πόσο σοβαρή είναι κάποια ασθένεια. Θέλοντας να δούμε πως μεταβάλλονται αυτά τα δύο μέτρα μεταβάλλοντας την τιμή του κατωφλίου δημιουργούμε την καμπύλη ROC (Receiver Operating Characteristic). Το εμβαδόν την καμπύλης το οποίο δημιουργείται εκφράζει την διακριτική ικανότητα. Όσο μεγαλύτερο είναι το εμβαδόν τόσο πιο καλή είναι η διακριτική ικανότητα.

Από την ανάλυση ROC διαπιστώνουμε ότι ο SVM ταξινομεί καλύτερα τα δεδομένα και ακολουθεί το νευρωνικό δίκτυο. Αυτό προκύπτει από την ακρίβεια αλλά και από το εμβαδόν κάτω από την ROC καμπύλη. Στο Σχήμα 5.1 φαίνονται οι καμπύλες ROC για τους δύο ταξινομητές και αντίστοιχα το εμβαδόν κάτω από κάθε καμπύλη.



Σχήμα 5.1: Καμπύλες ROC για τους δύο ταξινομητές στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βάδιση.

Στον Πίνακα 5.2 δίνονται τα αποτελέσματα όσον αφορά την επίδοση των ταξινομητών για την περίπτωση όπου δεν έχουμε συμπεριλάβει τα ανθρωπομετρικά ύψος και βάρος. Παρατηρούμε ότι τα αποτελέσματα είναι λίγο πιο χαμηλά από την περίπτωση που το ύψος και το βάρος είναι στο σύνολο των χαρακτηριστικών.

Πίνακας 5.2: Επίδοση ταξινομητών στην περίπτωση που δεν συμπεριλαμβάνονται στην ταξινόμηση το ύψος και το βάρος.

Αλγόριθμος	Ευσαισθησία	Εξειδίκευση	Ακρίβεια
SVMs (μη γραμμικός C=2.0313 και $\gamma=5$)	0.8	0.95	0.9
NN (1 κρυμμένο επίπεδο)	0.75	0.95	0.85

5.4.2. Ταξινόμηση για την περίπτωση διαχωρισμού των τεσσάρων ταχυτήτων [65]

Όπως προαναφέραμε στην περίπτωση διαχωρισμού των τεσσάρων ταχυτήτων εφαρμόσαμε SVM πολλών κλάσεων. Ο SVM πολλών κλάσεων λειτουργεί σαν ένα πλήθος δυαδικών SVMs, όσες είναι και οι κατηγορίες που διαχωρίζουμε. Επειδή έχουμε να διαχωρίσουμε τέσσερις ταχύτητες, διαμερίζουμε το πρόβλημα σε τέσσερις δυαδικούς SVM, θεωρώντας κάθε φορά ότι έχουμε να επιλύσουμε το πρόβλημα ταξινόμησης μίας κλάσης έναντι των υπόλοιπων τριών, οι οποίες αποτελούν την δεύτερη κλάση του προβλήματος κάθε φορά. Αφού βρεθούν τέσσερα διαφορετικά υπερεπίπεδα, ένα για κάθε δυαδικό SVM, ενώνονται και το αποτέλεσμα δίνει την λύση. Για να μελετήσουμε πόσο καλά γίνεται ο διαχωρισμός δημιουργήσαμε έναν πίνακα σύγχυσης (confusion matrix) όπως φαίνεται παρακάτω:

α_{11}	α_{12}	α_{13}	α_{14}
α_{21}	α_{22}	α_{23}	α_{24}
α_{31}	α_{32}	α_{33}	α_{34}
α_{41}	α_{42}	α_{43}	α_{44}

Όπου:

- α_{ij} : Η κλάση που ανήκει στην πραγματικότητα είναι η i αλλά ταξινομήθηκε στην κλάση j . Στην διαγώνιο του πίνακα είναι τα δεδομένα που ταξινομήθηκαν σωστά από τον ταξινομητή.

Στην περίπτωση των πολλών κλάσεων κάθε κλάση έχει ξεχωριστή ευαισθησία και εξειδίκευση που δίνονται ως εξής:

- Εξειδίκευση $\alpha_i = (\text{άθροισμα στοιχείων που δεν ανήκουν στην στήλη και την γραμμή του } \alpha_{ii}) / [(\text{άθροισμα στοιχείων που δεν ανήκουν στην στήλη και την γραμμή του } \alpha_{ii}) + (\text{τα υπόλοιπα στοιχεία τα οποία ανήκουν στην ίδια στήλη με το } \alpha_{ii})]$.

- Ευαισθησία $\alpha_i = \alpha_{ii} / (\text{\acute{\alpha}\theta\rho\iota\sigma\mu\alpha\ \sigma\tau\circ\iota\chi\epsilon\iota\omega\upsilon\ \pi\circ\upsilon\ \beta\rho\iota\sigma\kappa\omicron\upsilon\tau\alpha\ \sigma\tau\eta\ \acute{\iota}\delta\iota\alpha\ \gamma\rho\alpha\mu\mu\acute{\eta}\ \mu\epsilon\ \tau\omicron\ \alpha_i)$

Η ακρίβεια του ταξινομητή δίνεται ως:

- Ακρίβεια = (\acute{\alpha}\theta\rho\iota\sigma\mu\alpha\ \delta\iota\alpha\gamma\omega\��\iota\upsilon\ / (\acute{\alpha}\theta\rho\iota\sigma\mu\alpha\ \acute{\omicron}\lambda\omega\��\ \tau\omega\��\ \sigma\tau\circ\iota\chi\epsilon\iota\omega\��\ \tau\omicron\ \pi\acute{\iota}\��\alpha\kappa\alpha))

Δημιουργήσαμε τον πίνακα σύγκυσης και βρήκαμε τα μέτρα επίδοσης με τον τρόπο που προαναφέρθηκαν. Στον Πίνακα 5.3 βλέπουμε τον πίνακα σύγκυσης και στον Πίνακα 5.4 βλέπουμε τα μέτρα επίδοσης.

Πίνακας 5.3: Πίνακας σύγκυσης για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων (συμπεριλαμβανομένων των ανθρωπομετρικών).

SVM (C=0.0313, $\gamma=0.00003$)

2km/h walk	1	0	0	0
4km/h walk	0	1	0	0
4km/h jog	0.25	0.125	0.625	0
6km/h run	0	0	0	1

Πίνακας 5.4: Ευαισθησία, εξειδίκευση και ακρίβεια για SVM στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων.

SVM

Ταχύτητα	Ευαισθησία	Εξειδίκευση
2km/h walk	1	0.92
4km/h walk	1	0.96
4km/h jog	0.625	1
6km/h run	1	1

Ακρίβεια = 0.9

Η επίδοση του SVM είναι πολύ καλή κατά τον διαχωρισμό ταχυτήτων. Όμως αν παρατηρήσουμε την συμπεριφορά του αλγορίθμου για κάθε ταχύτητα χωριστά παρατηρούμε ότι ειδικά στην περίπτωση της ταχύτητας 4km/h jogging έδωσε καλύτερα αποτελέσματα. Αυτό μπορούμε να το διαπιστώσουμε ακόμα και από τις τιμές της διαγωνίου του πίνακα σύγχυσης.

Για τον αλγόριθμο SVM επειδή λειτουργεί όπως ο δυαδικός SVM, τα αποτελέσματα τα οποία παίρνουμε δεν μας επιτρέπουν να δημιουργήσουμε καμπύλες ROC για την περίπτωση του διαχωρισμού ταχυτήτων.

Στον Πίνακα 5.5 βλέπουμε τον πίνακα σύγχυσης για SVM στην περίπτωση όπου δεν έχουν συμπεριληφθεί τα ανθρωπομετρικά ύψος και βάρος στο σύνολο των χαρακτηριστικών και στον Πίνακα 5.6 βλέπουμε τα μέτρα επίδοσης. Όπως και στην περίπτωση διαχωρισμού παθολογικής από κανονική βράδιση και εδώ τα αποτελέσματα είναι πιο χαμηλά.

Πίνακας 5.5: Πίνακας σύγχυσης για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων (χωρίς να συμπεριληφθούν τα ανθρωπομετρικά).

SVM (C=0.0313, $\gamma=0.00003$)

2km/h walk	0.75	0.25	0	0
4km/h walk	0	1	0	0
4km/h jog	0	0.375	0.625	0
6km/h run	0	0	0	1

Πίνακας 5.6: Ευαισθησία, εξειδίκευση και ακρίβεια για SVM, στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων.

SVM

Ταχύτητα	Ευαισθησία	Εξειδίκευση
2km/h walk	0.75	1
4km/h walk	1	0.65
4km/h jog	0.625	1
6km/h run	1	1

Ακρίβεια = 0.84

5.5. Ανάλυση παραγόντων

Τελευταίο στάδιο της εργασίας μας είναι να δούμε πόσο τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά, επηρεάζουν τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά της βιάδισης. Για να το κάνουμε αυτό, εφαρμόσαμε ανάλυση παραγόντων στα χαρακτηριστικά τα οποία χρησιμοποιήσαμε και κατά των διαχωρισμό ταχυτήτων, με σκοπό να βρούμε παράγοντες που αναπαριστούν την συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών.

Η ανάλυση παραγόντων έγινε στα 14 μη ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά τα οποία χρησιμοποιήθηκαν κατά την ταξινόμηση ταχυτήτων και ως 15^ο χρησιμοποιήθηκε το ύψος, το βάρος ή το μήκος ποδιού. Κατά την ανάλυση παραγόντων, στην οποία αναφερθήκαμε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 3, δημιουργούνται παράγοντες επιβάρυνσης a_{ij} . Το r_{ij} που δίνεται από την Εξίσωση (5.1) εκφράζει την συσχέτιση του χαρακτηριστικού i με το χαρακτηριστικό j .

$$r_{ij} = a_{i1}a_{j1} + a_{i2}a_{j2} + \dots + a_{im}a_{jm}. \quad (5.1)$$

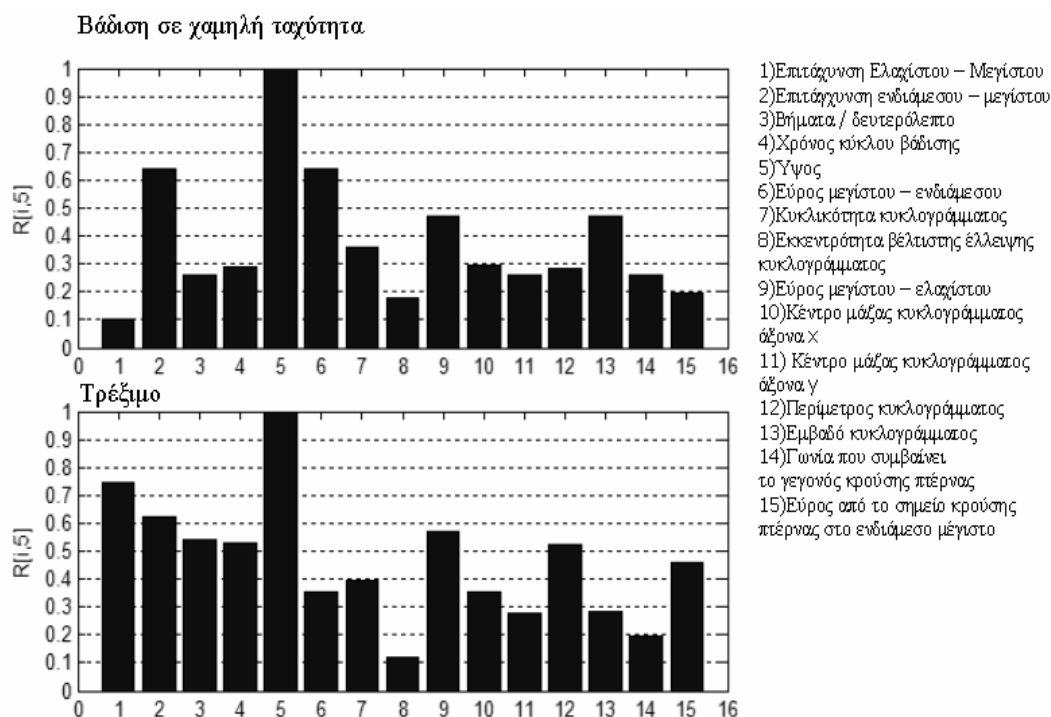
Κατά την εξαγωγή ορθογωνίων παραγόντων και στις τρεις αναλύσεις τις οποίες κάναμε για κάθε ανθρωπομετρικό χαρακτηριστικό χωριστά, εξήχθησαν δέκα ορθογώνιοι παράγοντας. Θεωρώντας ως 5^ο χαρακτηριστικό κάποιο από τα τρία ανθρωπομετρικά τα οποία μελετάμε, σκοπός μας ήταν να βρούμε το r_{i5} όπου $i=1...15$

για κάθε ένα από τα χαρακτηριστικά σε δύο διαφορετικές καταστάσεις βάρδισης. Έτσι κάναμε ανάλυση παραγόντων για δύο ταχύτητες 2km/h περπάτημα και 6km/h τρέξιμο και εξήχθησαν τα εξής αποτελέσματα:

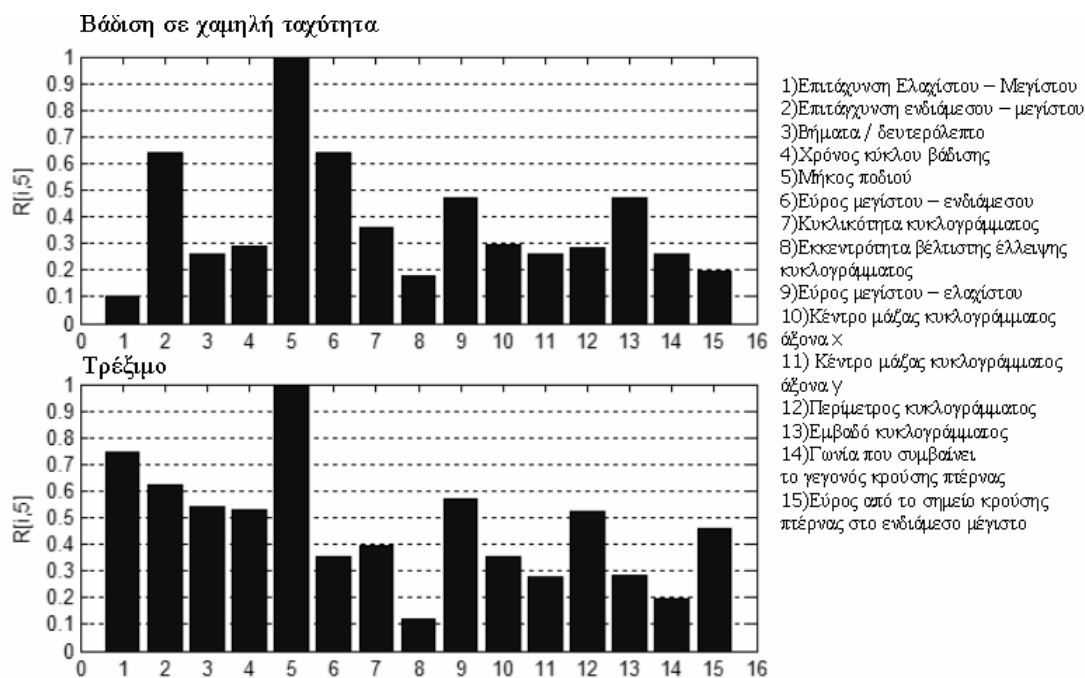
Για την περίπτωση που μελετάμε το πώς συσχετίζεται το ύψος με τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά προκύπτουν τα εξής:

1. Η επιτάχυνση από το μέγιστο στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται περισσότερο από το ύψος.
2. Η επιτάχυνση από το ενδιάμεσο μέγιστο, στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, δεν επηρεάζεται από το ύψος κατά την αύξηση της ταχύτητας.
3. Τα βήματα ανά δευτερόλεπτο και η διάρκεια του κύκλου βάρδισης, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζονται περισσότερο από το ύψος.
4. Το εύρος από το ενδιάμεσο μέγιστο, στο μέγιστο σημείο του σήματος του γόνατος, κατά την αύξηση της ταχύτητας επηρεάζεται λιγότερο από το ύψος.
5. Η κυκλικότητα του κυκλογράμματος δεν επηρεάζεται από το ύψος κατά την αύξηση της ταχύτητας.
6. Η εκκεντρότητα της βέλτιστης έλλειψης του κυκλογράμματος, κατά την αύξηση της ταχύτητας επηρεάζεται λιγότερο από το ύψος.
7. Το εύρος από το μέγιστο στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, κατά την αύξηση της ταχύτητας επηρεάζεται λιγότερο από το ύψος.
8. Το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος στον άξονα x, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται περισσότερο από το ύψος.
9. Το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος στον άξονα y, καθώς αυξάνει η ταχύτητα δεν επηρεάζεται από το ύψος.
10. Η περίμετρος του κυκλογράμματος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται περισσότερο από το ύψος.
11. Το εμβαδόν του κυκλογράμματος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το ύψος.
12. Η γωνία κρούσης πτέρνας, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το ύψος.
13. Το εύρος από το σημείο κρούσης πτέρνας στο ενδιάμεσο μέγιστο του σήματος του γόνατος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται περισσότερο από το ύψος.

Την ίδια συμπεριφορά είχε και το ανθρωπομετρικό χαρακτηριστικό μήκος ποδιού του ατόμου. Στο Σχήμα 5.3 δίνονται τα παραπάνω συμπεράσματα για το ύψος του ατόμου κατά την ανάλυση παραγόντων σε δύο διαφορετικές ταχύτητες και στο Σχήμα 5.4 για το μήκος του ποδιού.



Σχήμα 5.2: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το ύψος του ατόμου.



Σχήμα 5.3: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το μήκος του ποδιού.

Από τα παραπάνω διαγράμματα μπορούμε επίσης να δούμε και μεμονωμένα σε μία από τις ταχύτητες πως επηρεάζεται κάποιο χαρακτηριστικό από το ύψος και το μήκος ποδιού αντίστοιχα. Ιδιαίτερη βαρύτητα έχουν τα χαρακτηριστικά που σχετίζονται με το ανθρωπομετρικό χαρακτηριστικό με τιμή μεγαλύτερη του 0.5.

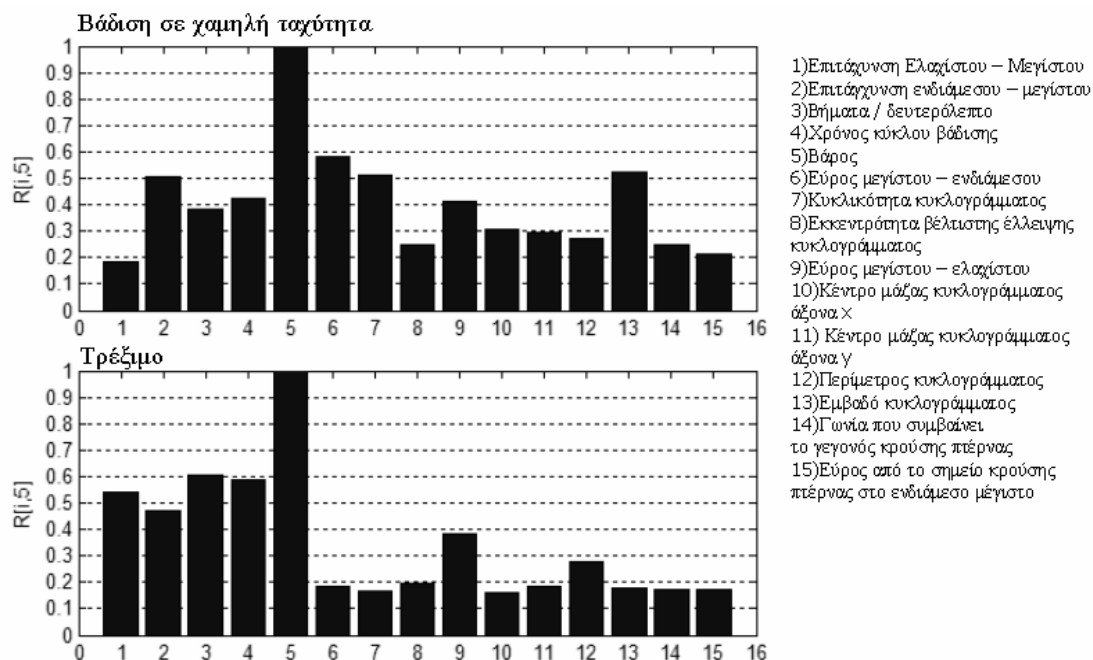
Ακολουθώντας την παραπάνω διαδικασία για το ανθρωπομετρικό στοιχείο βάρος προέκυψαν τα ακόλουθα:

1. Η επιτάχυνση από το μέγιστο στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται περισσότερο από το βάρος.
2. Η επιτάχυνση από το ενδιάμεσο μέγιστο, στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, δεν επηρεάζεται από το βάρος κατά την αύξηση της ταχύτητας.
3. Τα βήματα ανά δευτερόλεπτο και η διάρκεια του κύκλου βάδισης, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζονται περισσότερο από το βάρος.
4. Το εύρος από το ενδιάμεσο μέγιστο, στο μέγιστο σημείο του σήματος του γόνατος, κατά την αύξηση της ταχύτητας επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.

5. Η κυκλικότητα του κυκλογράμματος και η εκκεντρότητα της βέλτιστης έλλειψης του κυκλογράμματος, κατά την αύξηση της ταχύτητας επηρεάζονται λιγότερο από το βάρος.
6. Το εύρος από το μέγιστο στο ελάχιστο σημείο του σήματος του γόνατος, κατά την αύξηση της ταχύτητας δεν επηρεάζεται από το βάρος.
7. Το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος στον άξονα x, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.
8. Το κέντρο μάζας του κυκλογράμματος στον άξονα y, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.
9. Η περίμετρος του κυκλογράμματος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα δεν επηρεάζεται από το βάρος.
10. Το εμβαδόν του κυκλογράμματος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.
11. Η γωνία κρούσης πτέρνας, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.
12. Το εύρος από το σημείο κρούσης πτέρνας στο ενδιάμεσο μέγιστο του σήματος του γόνατος, καθώς αυξάνει η ταχύτητα επηρεάζεται λιγότερο από το βάρος.

Στο Σχήμα 5.5 συνοψίζονται αυτά τα αποτελέσματα τα οποία προέκυψαν κατά την ανάλυση παραγόντων για το ανθρωπομετρικό στοιχείο του βάρους για δύο διαφορετικές ταχύτητες.

Συνοψίζοντας για όλα τα ανθρωπομετρικά παρατηρούμε ότι κάθε ένα χωριστά επηρεάζει την βάρδιση του ατόμου με ιδιαίτερο τρόπο, καθώς μεταβάλλει τις τιμές των χαρακτηριστικών τα οποία εξάγονται κατά την βάρδιση. Επειδή η τεχνολογία των ηλεκτρογωνιομέτρων, όπως προαναφέρθηκε δεν επιτρέπει υπέρβαρα άτομα, σημειώνεται ότι η μελέτη των ανθρωπομετρικών έγινε για άτομα τα οποία δεν ξεπερνούσαν την τιμή BMI=30.



Σχήμα 5.4: Ανάλυση παραγόντων όλων των χαρακτηριστικών σε σχέση με το βάρος.

Ο αριθμός των παραγόντων συσχέτισης ο οποίος χρησιμοποιήθηκε ήταν 5. Ο αριθμός των παραγόντων βρέθηκε με την μέθοδο του Raymond B. Cattell. Σύμφωνα με αυτή την μέθοδο, αναπαριστούμε γραφικά τον αριθμό των ιδιοτιμών του αρχικού πίνακα δεδομένων, σε σχέση με τις τιμές τις οποίες έχουν και βλέπουμε σε ποιο αριθμό ιδιοτιμών η καμπύλη η οποία δημιουργείται αλλάζει απότομα κατεύθυνση [66].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Στην παρούσα εργασία έγινε ανάλυση των δεδομένων βάδισης. Αντιμετωπίστηκαν τρία προβλήματα:

- Ταξινόμηση ατόμων με βάση κανονική ή παθολογική βάδιση
- Ταξινόμηση ατόμων με βάση την ταχύτητα βάδισης
- Συσχέτιση ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών (ύψος, βάρος, μήκος ποδιού), με τα δεδομένα – χαρακτηριστικά βάδισης.

Η εργασία αυτή περιλαμβάνει τρία στάδια:

- Συλλογή δεδομένων βάδισης: συλλέχθηκαν πρωτογενώς στοιχεία από 50 άτομα με χρήση ηλεκτρογωνιομέτρων και προσομοίωση της παθολογικής κατάστασης με χρήση επιδέσμου που τοποθετήθηκε σε υγιή άτομα κατόπιν υπόδειξης ορθοπεδικού ειδικού στην βάδιση.
- Επεξεργασία δεδομένων βάδισης: για κάθε άτομο προέκυψαν από το πρώτο στάδιο τέσσερα σήματα τα οποία έπρεπε να συντηχθούν για την εξαγωγή χαρακτηριστικών. Αυτό έγινε με χρήση ιατρικής γνώσης και εμπειρίας και με βάση αυτή προέκυψαν τα χαρακτηριστικά βάδισης που χρησιμοποιούνται για ταξινόμηση.
- Ταξινόμηση και επεξεργασία: Εξετάζονται ταξινομητές για τον διαχωρισμό των κλάσεων και τα αποτελέσματα φαίνονται τουλάχιστον είναι αποδεκτά.

Σε σχέση με προηγούμενους ερευνητές οι οποίοι επεδίωξαν να εξετάσουν τα ίδια προβλήματα στο παρελθόν η εργασία αυτή εστιάζει σε σημεία καινοτομίας που είναι:

- Όλες οι εργασίες που αναφέρθηκαν στο Κεφάλαιο 2, είτε χρησιμοποίησαν δεδομένα γωνιών από διάφορα μέρη του σώματος, είτε σε συνδυασμό με

δυναμοδάπεδα και ηλεκτρομυογράφους. Στην περίπτωση των SVMs μελέτες που έχουν γίνει με την χρήση γωνιών από videos ασχολούνται για τον διαχωρισμό ηλικιών και παθολογικών καταστάσεων που προέρχονται κυρίως από εγκεφαλικά προβλήματα, όπως η ημιπληγία. Με την χρήση νευρωνικού δικτύου οι έρευνες που έχουν γίνει, έχουν επεξεργαστεί σήματα από videos και δυναμοδάπεδα και μία μελέτη η οποία αγγίζει την δική μας τεχνική ήταν αυτή του Barton and Lees [37], στην οποία αναφερθήκαμε στο Κεφάλαιο 2, όπου χρησιμοποιήθηκαν διάφοροι τεχνητοί τρόποι για να γίνουν τα πειράματα με απόδοση 83.3% χρησιμοποιώντας όμως γωνίες από διάφορα μέρη των κάτω άκρων με χρήση videos.

- Η δική μας προσέγγιση αφορούσε δεδομένα γωνιομέτρων που πρώτη φορά έγινε στην βιβλιογραφία. Βέβαια η επεξεργασία των δεδομένων δεν μπορεί να ισχυρισθεί κάποιος ότι είναι νέα αλλά οπωσδήποτε αποδείχθηκε ότι είναι αποτελεσματική.
- Στην εργασία ενσωματώθηκε ιατρική γνώση κύρια στην φάση εξαγωγής χαρακτηριστικών και στην σύντηξη των δεδομένων των σημάτων. Σημαντικό είναι ότι αξιολογείται το σήμα γόνατος και το κυκλόγραμμα το οποίο προκύπτει από τις γωνίες γόνατος και μηρού.
- Η χρήση ταξινομητών έδωσε υψηλές επιδόσεις που τελικά μπορούν να φανούν ιδιαίτερα χρήσιμες.

Το τελευταίο μέρος της εργασίας μελετήσαμε το πώς επηρεάζονται τα διάφορα χαρακτηριστικά βάρους από τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά. Στον τομέα του αθλητισμού, όσο πιο ψηλά ανεβαίνει κανείς τόσο μεγαλύτερες είναι οι απαιτήσεις για καλύτερες επιδόσεις. Κάθε ένα από τα παραπάνω χαρακτηριστικά θα μπορούσαν να ερμηνευθούν από κάποιον ειδικό (προπονητή), δίνοντας ερμηνεία για το τι μπορεί να μεταβληθεί και πως μπορεί να αλλάξει τα δεδομένα κίνησης κάποιο άτομο διαφορετικού ύψους ή ακόμα και για το ίδιο το άτομο μία πιθανή μεταβολή βάρους. Για παράδειγμα η μεταβολή του εύρους κίνησης θα μπορούσε να ερμηνευθεί ως αύξηση της επίδοσης κάποιου αθλητή του στίβου. Ειδικά για άτομα τα οποία ασχολούνται με τον αθλητισμό, θα ήταν ιδιαίτερα χρήσιμο να μπορούσαν να

ελέγχουν με την βοήθεια των προπονητών την επίδοσή τους, με την χρήση των ηλεκτρογωνιομέτρων, τα οποία δεν χρειάζονται ειδικό χώρο, αλλά μπορούν να χρησιμοποιηθούν με μεγάλη ευκολία στο χώρο τον οποίο προπονούνται. Το ίδιο ισχύει και για τα άτομα τα οποία αντιμετωπίζουν κάποιο πρόβλημα υγείας και καθίσταται δύσκολη η μετακίνησή τους. Με τα γωνιόμετρα και με ένα σύστημα το οποίο θα μπορούσε να ερμηνεύσει την κατάσταση της υγείας τους, θα μπορούσαν τακτικά να ελέγχουν την αποκατάσταση της υγείας τους. Ένα τέτοιο σύστημα θα μπορούσε να βασίζεται στην μεθοδολογία στην οποία στηριχθήκαμε, ενώ με την γνώση και τις συμβουλές ειδικών ιατρών, θα μπορούσαμε να θέσουμε ειδικά κατώφλια για κάποια παθολογική βλάβη, όπως είναι αυτή η οποία προέρχεται από την ρήξη χιαστού.

Ο τομέας της ανάλυσης βάρδιας είναι πολύ ευρύς και όλο και περισσότερες μελέτες ασχολούνται για προβλήματα διαφορετικών φύσεων. Ιδιαίτερα ο τομέας της υγείας είναι ένας ευαίσθητος τομέας που απαιτεί την συνεργασία διαφόρων επιστημών για να μπορεί να βοηθάει συνανθρώπους μας να επανέρχονται σε υγιή επίπεδα. Η παρούσα εργασία θα μπορούσε να έχει πολλές επεκτάσεις εφόσον αναφερόμαστε σε διαφορετικής φύσεως δεδομένα. Δεδομένα ασθενών, σε συνεργασία με ειδικούς θεράποντες ιατρούς, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για κάποιο συγκεκριμένο πρόβλημα που αφορά τα κάτω άκρα, όπως είναι κάποια κάκωση στα γόνατα, ή άτομα τα οποία έχουν υποστεί ρήξη χιαστού και να μελετηθεί κατά πόσο μπορεί η δική μας μεθοδολογία ή ακόμα και μέρος αυτής να χρησιμοποιηθεί για την διάγνωση της ασθένειας. Δεδομένα στα οποία θα συμμετείχαν άτομα από διαφορετικές ηλικίες σε ένα μεγάλο εύρος, θα μπορούσε να μας δώσει αποτελέσματα για το πώς μπορεί η ηλικία να μεταβάλλει την κίνηση των κάτω άκρων. Επίσης θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν διαφορετικές τεχνικές και κατά την επεξεργασία των σημάτων αλλά και κατά την ταξινόμηση, ενώ ένας εμπλουτισμός της ήδη υπάρχουσας βάσης θα μπορούσε να είναι ιδιαίτερα χρήσιμος (π.χ χρήση νευρωνικού δικτύου στην περίπτωση διαχωρισμού ταχυτήτων).

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] <http://www.trueorigin.org/knee.asp>.
- [2] http://my.webmd.com/hw/health_guide_atoz.
- [3] <http://www.sportsci.com/adi2001/adi/services/support/tutorials/gait/chapter2/2.1.asp>.
- [4] Margareta Nordin, Victor Frankel, Basic biomechanics of the musculoskeletal system, 3nd, (2002).
- [5] A. Levens, V. Inman , & J.Blosser, Transverse rotation of the segments of the lower extrimity in locomotion, J Bone Joint Surg, 30A, 859, (1948).
- [6] D. Kettelkamp, R. Johnson, G. Smidt, E. Chao, M. Walker, An electrogoniometric study of knee motion in normal gait, J Bone Joint Surg, 52A, 775, (1970).
- [7] J. Holden, G. Chou, & S. Stanhope, Changes in knee joint function over a wide range of walking speed., Clinical Biomech, 12 (6), 375 – 382, (1997)
- [8] A. Levens, V. Inman, & J. Blosser, Transverse rotationa of the segments of the lower extremity in locomotion., J Bone Joint Surg, 30A, 859, (1948).
- [9] M. Murray, Gait as a total pattern of movement., Am J Phys Med, 46, 290, (1967).
- [10] M. Murray, R. Kory & B. Clarkson, Walking patters in healthy old men., J Gerontol, 24, 169 – 178. (1969).
- [11] R. Johnston, & G. Smidt, Hip motion measurements for selected activities of daily living., Clin Orthop., 72, 205, (1970).
- [12] M. Whittle, Gait Analysis :An Introduction, 2nd Edition (1997).
- [13] <http://www.footmaxx.com>.
- [14] http://www.isbweb.org/~byp/Motion_Capture_Analysis.html

- [15] <http://www.sportsci.com/adi2001/adi/services/library/projects/functional/adw-60e.asp>
- [16] <http://www.biopac.com/AppNotes/app140goniometer/progoniometer.htm>
- [17] http://www.frontiernet.net/~imaging/gait_model.html
- [18] http://www.frontiernet.net/~imaging/gait_model.html
- [19] I. Kramers-de Quervain, R. Muller, A. Stacoff, D. Grob, E. Stussi, Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis, 13(5), 449-456 (2004).
- [20] G. Salsich, J. Heino Brechter, C. Powers, Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain, 16(10), 906-12, (2001).
- [21] M. Murray, S. Sepic, G. Gardner, W. Downs, Walking patterns of men with parkinsonism, Elsevier 57(6), 278-94, (1978).
- [22] L. Weidenhielm, K. Svensson, Lars-Ake BrostrGm MD, Surgical correction of leg alignment in unilateral knee osteoarthritis reduces the load on the hip and the knee joint bilaterally, Elsevier, 10(4), 217-221, (1995).
- [23] L. Wanda, H. Benjamin, Sue Ann Sisto, N. Walter, Gait abnormalities in chronic fatigue syndrome, Elsevier, 131(2), 156-61, (1995).
- [24] M. L. van der Linden, S. Solomonidis, W. Spence, Ning Li, J. Paul, A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait, Elsevier, 32(9), 877-89, (1999).
- [25] G. John, Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations, lower-limb amputations, Arch Phys Med Rehabil, 80, 501-508, (1999).
- [26] P. Bulgheroni, V. Bulgheroni, L. Andrini, P. Guffanti, A. Giughello, Gait patterns after cruciate ligament reconstruction, Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy, 5, 14-21, (1997).
- [27] R. Ferber, I. Davis, D. Williams, Gender differences in lower extremity mechanics during running, 18, 350-357 (2003).
- [28] J. Wendy, L. Terese, J. Michael, I. Davis, L. Snyder-Mackler, Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes, 19, 465-472, (2004).
- [29] J. Park, S. Cho, O. Kwon, Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults, Elsevier, 19(2), 145-52, (2004).

- [30] T. F. Novacheck, The biomechanics of running, *Gait and Posture*, 7, 77-95 (1998).
- [31] <http://www.healthsystem.virginia.edu/internet/pediatrics/patients/tutorials>.
- [32] <http://www.encephalitis.info/children/Effects.html>.
- [33] M. Galarza, E. Fowler, L. Chipps, T. Padden, and J. Lazare, Functional Assessment of children's with Cerebral Palsy Following Limited (L4-S1) Selective Posterior Rhizotomy - A Preliminary Report, *Acta Neurochir (Wien)*, 143, 865-872 (2001).
- [34] G. Gioftos, DW Grieve, The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns. *Clinical Biomechanics*, 10(4):179-83 (1995).
- [35] SH. Holzreiter, ME Kohle, Assessment of gait patterns using neural networks, *Journal of Biomechanics*, 26(6), 645-51, (1993).
- [36] J. Barton Lees, A Development of a connectionist expert system to identify foot problems based on under-foot pressure patterns, *Clinical Biomechanics*, 10(7),385-91, (1995).
- [37] J. Barton Lees A, An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams, *Gait and Posture*, 5,28-33, (1997).
- [38] R. Lafuente, J. Belda, J. Sanchez-Lacuesta, C. Soler, J. Prat, Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer aided movement analysis: a case study on gait analysis, *Clinical Biomechanics*, 13(3), 216-20, (1997).
- [39] J. Hastings, W. Vannah, G. Gorton, P. Masso, Use of a Neural Network to Recognized Hemiplegia types, *Biomechanics Research*, Shriners Hospitals for Children, Springfield, MA, USA 01104.
- [40] G. Gioftos, D. Grieve, The use of neural networks to recognize patterns of human movement: gait patterns. *Clinical Biomechanics*, 10(4):179-83 (1995).
- [41] R. Begg, M. Palaniswami, B. Owen, Support vector machines for automated gait lassification, *Biomedical Engineering*, 52(5), 828-838, (2005).
- [42] J. Kamruzamman, R. Begg, SVM classifier for recognition of cerebral palsy gait in children, *Proc. CIMCA'04, Australia*, (2004).
- [43] M. O'Malley, M. Abel, D. Damiano, C. Vaughan,. Fuzzy clustering of children with cerebral palsy based on temporal-distance gait parameters, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4),300-9, (1997).

- [44] T. Tan, L. Guan, J. Burne, A real-time image analysis system for computer-assisted diagnosis of neurological disorders, *Real-time Imaging*, 5(4), 253–69, (1999).
- [45] P. Loslever, S. Bouilland, Marriage of fuzzy sets and multiple correspondence analysis, Examples with subjective interval data and biomedical signals, *Fuzzy Sets and System*, 107,255–75, (1999).
- [46] M. Wachowiak, G. Rash, A. Desoky, P. Quesada, Wavelet transforms for smoothing kinesiological data. In: *Proceedings of the 21st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. South Carolina: ASB, Clemson University, 1997.
- [47] A. Ismail, S. Asfour, Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data, *Journal of Biomechanics*, 32, 317–21, (2002).
- [48] R. Shiavi, P. Griffin, Representing and clustering electromyographic gait patterns with multivariate techniques, *Med BiolEng Computing*; 19,605–11, (1981).
- [49] S. Yamamoto, Y. Suto, H. Kawamura, T. Hashizume, S. Kakurai Sugahara, Quantitative gait evaluation of hip diseases using principal component analysis, *Journal of Biomechanics*, 16(9), 717–26, (1983).
- [50] M. Wootten, M. Kadaba, G. Cochran, Dynamic electromyography I: numerical representation using principal component analysis, *Orthopaedic Research Society*, 8,247–58, (1990).
- [51] H. Sadeghi, P. Allard, M. Dnhaime, Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci*, 16, 243–58, (1997).
- [52] S. Olney, M. Griffin, I. McBride, Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke, *Phys Ther*, 78(8), 814–28, (1998).
- [53] K. Deluzio, U. Wyss, B. Zee, P. Costigan, C. Sorbie, Principal component models of knee kinematics and kinetics-normal vs. pathological gait patterns, *Elsevier*, 16, 201–17, (1997).
- [54] B. Davis, C. Vaughan, Phasic behavior of emg signals during gait: use of multivariate statistics, *J Electromyography Kinesiology*, 31, 51–60, (1993).
- [55] K. Olree, C. Vaughan. Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion., *Biological cybernetics.*, 73, 409–14, (1995).
- [56] L. Merkle, C. Layne, J. Bloomberg, J. Zhang, Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking, *J Neurosci Methods*, 82,207-14, (1998).

- [57] J. Hausdorff, C. Peng, Z. Ladin, J. Wei, A. Goldberger, Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in the stride interval of human gait, *J Appl Physiol*, 78,349–58, (1995).
- [58] J. Hausdorff, P. Pnrdon, C. Peng, Z. Ladin, J. Wei, A. Goldberger, Fractal dynamics of human gait: stability of longrange correlation in stide interval fluctuations, *J Appl Physiol*,80,1448–57, (1996).
- [59] J. Hausdorff, S. Mitchell, R. Firton, C. Peng, M. Cudkowicz, J. Wei, A. Goldberger, Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and huntington’s disease, *J Appl Physiol*, 82(1),262–9, (1997).
- [60] B. West, L. Griffin, Allometric control, inverse power laws and human gait, *Chaos. Solitons Fractals*, 10(9), 1519–27, (1999).
- [61] F. Bryan, *Multivariate statistical methods a primer*, 2nd Edition, (2000).
- [62] N. Cristiannini, J. Shawe–Taylor, *An introduction to Support Vector Machines and other kernel – based learning methods*, First edition, (2000).
- [63] <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm/>
- [64] X.Y. Jiang and H. Bunke. Simple and fast computation of moments. *Pattern Recognition*, 24(8):801–806, (1991).
- [65] T. Fawcett, *ROC Graphs: Notes and Practical Consideration for data Mining Researchers*, (2003).
- [66] <http://comp9.psych.cornell.edu/Darlington/factor>.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

Ελαχιστοποίηση συνάρτησης αλγορίθμου fuzzy k-means

Θεωρούμε την συνάρτηση $J(U, v) = \sum_{k=1}^N \sum_{i=1}^C (u_{ik})^m \|x_k - v_i\|^2$.

Σκοπός αυτού του αλγορίθμου είναι να βελτιστοποιηθεί το πρόβλημα οπότε έχει ως στόχο την εύρεση C ομάδων με κέντρα v_i , x_k δεδομένα και u_{ik} η σχέση μεταξύ ενός στοιχείου i σε μια ομάδα k . Το m δηλώνει το ποσοστό επικάλυψης μεταξύ των ομάδων και μαζί με το C είναι παράμετροι του αλγορίθμου.

Δίνεται ο αριθμός ομάδων C και η παράμετρος m που καθορίζει το ποσοστό επικάλυψης μεταξύ των μεταβλητών. Σκοπός του αλγορίθμου είναι η ελαχιστοποίηση της συνάρτησης J , ώστε να βρεθούν τα κέντρα v_i και τα u_{ik} που εκφράζει την σχέση ενός στοιχείου σε μια ομάδα.

Η μερική παράγωγος της συνάρτησης ως προς το v_i και το u_{ik} θα πρέπει να είναι μηδέν.

$$\frac{\partial J}{\partial v_i} = 0 \Rightarrow \sum_{k=1}^N u_{ik}^m (x_k - v_i) = 0 \Rightarrow \sum_{k=1}^N u_{ik}^m x_k - \sum_{k=1}^N u_{ik}^m v_i = 0 \Rightarrow$$

$$\sum_{k=1}^N u_{ik}^m x_k = \sum_{k=1}^N u_{ik}^m v_i \Rightarrow v_i = \frac{\sum_{k=1}^N u_{ik}^m x_k}{\sum_{k=1}^N u_{ik}^m}.$$

Εισάγουμε πολλαπλασιαστές Lagrange για να κάνουμε βελτιστοποίηση υπό περιορισμούς ($(\sum_{i=1}^C u_{ik} = 1)$)

$$J_{new} = \sum_{i=1}^C \sum_{k=1}^N u_{ik}^m \|x_k - v_i\|^2 + \lambda (1 - \sum_{i=1}^C u_{ik})$$

$$\frac{\partial J_{new}}{\partial u_{ik}} = 0 \Rightarrow m u_{ik}^{m-1} \|x_k - v_i\|^2 - \lambda = 0 \Rightarrow u_{ik}^{m-1} = \frac{\lambda}{m \|x_k - v_i\|^2} \Rightarrow u_{ik} = \left(\frac{\lambda}{m \|x_k - v_i\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}}.$$

Επίσης ισχύει:

$$\sum_{j=1}^C u_{jk} = 1 \forall k \Rightarrow$$

$$\sum_{j=1}^C \left(\frac{\lambda}{m \|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}} = 1 \Rightarrow \lambda^{\frac{1}{m-1}} \sum_{j=1}^C \left(\frac{1}{m \|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}} = 1 \Rightarrow$$

$$\lambda = \frac{1}{\left(\sum_{j=1}^C \left(\frac{1}{m \|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}} \right)^{m-1}} \Rightarrow \lambda = \frac{m}{\left(\sum_{j=1}^C \left(\frac{1}{\|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}} \right)^{m-1}}.$$

Αντικαθιστώντας τελικά προκύπτει:

$$u_{ik} = \left(\frac{\lambda}{m \|x_k - v_i\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}} \Rightarrow u_{ik} = \frac{1}{\sum_{j=1}^C \left(\frac{\|x_k - v_i\|^2}{\|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{m-1}}}.$$

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

Εύρεση βέλτιστης έλλειψης κυκλογράμματος

Αρχικά θα αναφερθούμε στην γενική θεωρία που βασίζεται η εύρεση μίας συνάρτησης σε ένα σύνολο σημείων (x_k, y_k) και στην συνέχεια θα δούμε πως αυτό προσαρμόζεται για το δικό μας πρόβλημα.

Θεωρούμε l σημεία (x_k, y_k) και θέλουμε όσο το δυνατό βέλτιστα να εφάπτεται σε αυτά μια συνάρτηση:

$$Y = \beta_1 f_1(x, y) + \beta_2 f_2(x, y) + \dots + \beta_m f_m(x, y)$$

Οι εξισώσεις σε αυτό το πρόβλημα είναι περισσότερες από τους αγνώστους ($m < l$).

Τα β, f και y ορίζονται ως εξής:

$$\beta = \begin{pmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \\ \vdots \\ \beta_m \end{pmatrix}, \quad f = \begin{pmatrix} f_1(x^1, y^1) & \dots & f_m(x^1, y^1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ f_1(x^l, y^l) & \dots & f_m(x^l, y^l) \end{pmatrix} \quad \text{και} \quad Y = \begin{pmatrix} Y^1 \\ Y^2 \\ \vdots \\ Y^l \end{pmatrix}$$

Για να επιλύσουμε το παραπάνω πρόβλημα υπολογίζουμε το σύστημα $Y=f\beta+\varepsilon$, όπου ε είναι ένα διάνυσμα με τα σφάλματα του υπολογισμού. Εμείς θέλουμε το διάνυσμα ε να είναι όσο το δυνατό ελάχιστο. Για την επίλυση ενός συστήματος $Y=f\beta$, όπου β το διάνυσμα των αγνώστων, ελαχιστοποιούμε το $E^2 = (f\beta - Y)^T (f\beta - Y)$. Η ελαχιστοποίηση γίνεται θέτοντας την μερική παράγωγο ως προς β ίση με μηδέν. Από αυτό παίρνουμε ότι $(f^T f)\beta = f^T Y$ και επειδή για κάθε γραμμικό μοντέλο ο $(f^T f)$ είναι αντιστρέψιμος έχουμε ότι:

$$\beta = (f^T f)^{-1} f^T Y. \tag{Π.1}$$

Το πρόβλημα του κυκλογράμματος αφορά την εύρεση της βέλτιστης έλλειψης, άρα θα πρέπει εμείς να κάνουμε χρήση της συνάρτησης έλλειψης $G = Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey$ και ως σημεία l αυτά του κυκλογράμματος (x_i, y_i) , $i=1, \dots, l$. Το διάνυσμα των αγνώστων είναι $\beta = [A, B, C, D, E]$ και βρίσκεται από την Εξίσωση (Π.1) με κανονικοποίηση ως προς G . Οι πίνακες f και Y για το πρόβλημα που μελετάμε είναι:

$$f = \begin{pmatrix} x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 & x_1 & y_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_l^2 & x_l y_l & y_l^2 & x_l & y_l \end{pmatrix} \text{ και } Y = \begin{pmatrix} G \\ \vdots \\ G \end{pmatrix} = G \begin{pmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \end{pmatrix}.$$

Αφού εξάγουμε τους αγνώστους θα βγάλουμε από την έλλειψη τον προσανατολισμό. Όταν η παράμετρος B είναι μηδέν τότε η έλλειψη που προκύπτει δεν έχει προσανατολισμό. Η συνάρτηση για την έλλειψη χωρίς προσανατολισμό μπορεί να είναι:

$$A'x^2 + C'y^2 + D'x + E'y + G' = 0.$$

Μπορούμε να χειριστούμε τον προσανατολισμό θέτοντας στην αρχική συνάρτηση έλλειψης $x = (\cos\phi)x + (\sin\phi)y$ και $y = -(\sin\phi)x + (\cos\phi)y$, όπου ϕ είναι η κλίση της έλλειψης.

$$\begin{aligned} & A(\cos\phi x + \sin\phi y)^2 + B(\cos\phi x + \sin\phi y)(-\sin\phi x + \cos\phi y) + C(-\sin\phi x + \cos\phi y)^2 + \\ & + D(\cos\phi x + \sin\phi y) + E(-\sin\phi x + \cos\phi y) + G = 0. \Leftrightarrow \\ & x^2(A\cos^2\phi - B\cos\phi\sin\phi + C\sin^2\phi) + \underline{xy(2A\cos\phi\sin\phi + (\cos^2\phi - \sin^2\phi)B - 2C\cos\phi\sin\phi)} + \\ & + y^2(Asin^2\phi + Bcos\phi sin\phi + Ccos^2\phi) + x(Dcos\phi - Esin\phi) + y(Ecos\phi + Dsin\phi) + G = 0. \end{aligned}$$

Από την παραπάνω εξίσωση έχουμε:

$$A' = (A\cos^2\phi - B\cos\phi\sin\phi + C\sin^2\phi),$$

$$B' = (2A\cos\phi\sin\phi + (\cos^2\phi - \sin^2\phi)B - 2C\cos\phi\sin\phi),$$

$$C' = (Asin^2\phi + Bcos\phi sin\phi + Ccos^2\phi),$$

$$D' = (Dcos\phi - Esin\phi),$$

$$E' = (Ecos\phi + Dsin\phi).$$

Σε αυτή την νέα σχέση μπορούμε να θέσουμε:

$$\begin{aligned} B' = 0 & \Rightarrow (2A\cos\phi\sin\phi + (\cos^2\phi - \sin^2\phi)B - 2C\cos\phi\sin\phi) = 0 \\ & \Rightarrow \phi = 1/2 \text{atan}(B/(C - A)), \end{aligned}$$

εφόσον αυτό είναι το B' της συνάρτησης έλλειψης χωρίς προσανατολισμό.

Θέτοντας $K = -G' + (D'^2)/(4A') + (E'^2)/(4C')$ έχουμε:

$$a = \sqrt{K/A'} \text{ και } b = \sqrt{K/C'}, \text{ όπου } a \text{ και } b \text{ οι δύο άξονες της έλλειψης.}$$

Η εκκεντρότητα της βέλτιστης εφαπτόμενης έλλειψης στο κυκλόγραμμα θα είναι:

$$\text{Εκκεντρότητα} = \sqrt{1 - ((2\min(a,b)/2)^2 / (2\max(a,b)/2)^2)}.$$

ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

Ονομάζομαι Αυγουστάτου Στάμω. Γεννήθηκα στις 16 Φεβρουαρίου του 1980. Μεγάλωσα στο Αργοστόλι της Κεφαλονιάς στο οποίο και συνεχίζω να κατοικώ μαζί με τους γονείς μου. Το 1997 αποφοίτησα από το 1ο Γενικό Λύκειο Αργοστολίου με βαθμό αποφοίτησης 18. Το 1997 πέρασα με πανελλαδικές εξετάσεις στο ΤΕΙ Τοπογραφίας Αθηνών στο οποίο φοίτησα για 1 χρόνο. Το 1998 πέρασα στο τμήμα Πληροφορικής της σχολής θετικών επιστημών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων από το οποίο και αποφοίτησα τον Οκτώβριο του 2003 με βαθμό λίαν καλώς 6.66. Κατά την διάρκεια των σπουδών μου εργάστηκα στα πλαίσια της πρακτικής μου άσκησης στην ομάδα υποστήριξης του τμήματος Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων. Η πτυχιακή μου εργασία αφορούσε «αλγορίθμους αποστολής και αποθήκευσης βάσεων δεδομένων με τοπικά αντίγραφα για διάφορους τύπους δικτύων» και βαθμολογήθηκε με άριστα 10. Το Σεπτέμβριο του 2003 πέρασα στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα σπουδών του τμήματος. Κατά την διάρκεια της φοίτησής μου στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων παρακολούθησα δύο σεμινάρια. Το πρώτο ήταν «Αποθήκες δεδομένων» στα πλαίσια των δραστηριοτήτων του ανθρώπινου δικτύου διάδοσης και χρήσης των νέων τεχνολογιών βάσεων δεδομένων (31 Μαΐου – 1 Ιουνίου 2001). Το δεύτερο σεμινάριο αφορούσε «Ευφυή Πληροφοριακά Συστήματα και Αυτόματες Τεχνικές Διάγνωσης στο χώρο της ιατρικής» (19 Ιανουαρίου – 30 Ιανουαρίου 2004). Μέρους των μεταπτυχιακών μου υποχρεώσεων ήταν και η εκπόνηση της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας που ασχολήθηκε με την ανάλυση βάδισης δεδομένων με χρήση δεδομένων ηλεκτρογωνιομέτρων.